

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Systém pro měření a zpracování obrazového signálu
v biomedicíně**

System for Image Signal Measurement and Analysis in
Biomedical Industry

2013

Radka Geyerová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Radka Geyerová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **System pro měření a zpracování obrazového signálu v biomedicině**
System for Image Signal Measurement and Analysis in Biomedicine

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor problematiky zpracování obrazu v biomedicině.
2. Návrh systému pro měření a zpracování obrazového signálu pro biomedicínské účely.
3. Realizace systému pro měření a zpracování obrazového signálu.
4. Měření signálu s vyhodnocením skutečných parametrů systému.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

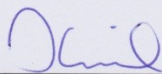
- [1] BOVIK, Alan C. *Handbook of Image and Video Processing*. 1.vyd. San Diego: Academic Press, c2000. 891 s. ISBN 0-12-119790-5.
[2] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001. 220 s. ISBN 80-01-02114-9.
[3] HALOUNOVÁ, Lena. *Zpracování obrazových dat*. 1. vyd. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2009. 102 s. ISBN 978-80-01-04253-3.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

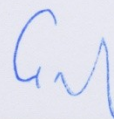
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Zdeněk Macháček, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum: 6.5.2013

Podpis: Jeyrová

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Zdeňku Macháčkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a pomoc při zpracování této práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá zpracováním obrazu v biomedicině. Konkrétně výběrem abnormality na CT nebo MR snímku, což může být například cysta. Segmentace je nejprve provedena pomocí různých detektorů hran, poté je na obraz použito prahování a nakonec je z obrazu pomocí algoritmu vybrána daná abnormalita. V programu Matlab bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, které umožňuje načtení snímku, aplikaci filtrů, prahování a následnou konečnou detekci abnormality. Funkce programu byla také náležitě otestována na různých snímcích s různými abnormalitami. Výsledný program je možné využít ve zdravotnictví a to jak v medicíně, tak i v biomedicině. Možnost jeho využití například jako pomoc lékaři při diagnóze, na univerzitách jako učební pomůcka v předmětech lékařství a patologie, programování a mnoho dalších.

Klíčová slova

Snímek, zpracování obrazu, prahování, abnormalita, cysta, MR, CT

Abstract

This bachelor work deals with image processing in biomedicine. Specifically selecting abnormality on CT or MR image, which may for example be a cyst. Segmentation is first performed using various edge detectors, then the thresholding is used and finally is the abnormality selected from image by algorithm. Graphical user interface was created in Matlab and it allows user to load images, add filters, thresholding and subsequent definitive detection of abnormalities. Functions of the program were also properly tested on different images with different abnormalities. The resulting program can be used in health care, both in medicine and in biomedicine. Program can be used to help doctors to diagnose or at universities as a teaching tool in the subjects of medicine and pathology, programming and much more.

Key Words

Image, image processing, thresholding, abnormality, cyst, MR, CT

Seznam použitých symbolů a zkratek

<i>CT</i>	Computed Tomography – Výpočetní tomografie
<i>MR</i>	Magnetická rezonance

Obsah

1. ÚVOD.....	1
2. ZPRACOVÁNÍ OBRAZU V MEDICÍNĚ	2
2.1. VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE - CT	2
2.2. MAGNETICKÁ REZONANCE - MR	3
2.3. ÚTVARY NA SNÍMCÍCH Z CT A MR	4
3. METODY ZPRACOVÁNÍ OBRAZU.....	5
3.1. DETEKCE HRAN	5
3.1.1. <i>Robertsův operátor</i>	6
3.1.2. <i>Laplaceův operátor</i>	8
3.1.3. <i>Prewittové operátor</i>	10
3.1.4. <i>Sobelův operátor</i>	11
3.1.5. <i>Cannyho hranový detektor</i>	13
3.2. DETEKCE OBLASTÍ.....	15
3.2.1. <i>Prahování</i>	15
3.3. HISTOGRAM	19
4. NÁVRH A REALIZACE SYSTÉMU PRO ZPRACOVÁNÍ OBRAZU	21
4.1. NÁVRH GUI A IMPLEMENTACE UŽIVATELSKÉHO ROZHRAŇÍ	24
5. VERIFIKACE A TESTOVÁNÍ SYSTÉMU.....	27
6. ZÁVĚR.....	36
LITERATURA	37
SEZNAM PŘÍLOH	39

1. Úvod

S rozšířením zobrazovacích metod, jako jsou magnetická rezonance nebo výpočetní tomografie, a zároveň s rozšířením informačních technologií došlo k ukládání velkého množství digitálních snímků přímo do počítačů. Tím se naskytla možnost tyto snímky dále počítačově zpracovávat, upravovat je a segmentovat jednotlivé části těchto snímků

Zpracování obrazu v biomedicíně a medicíně je důležité zejména při diagnostice nemoci.

Zkušený lékař je schopen na první pohled rozeznat ve snímku jakýkoli nežádoucí objekt, tato práce mu může být pomocí zpracování obrazu zjednodušena. Díky tomu také dokáže přesně určit velikost a ohraničení nežádoucího objektu, což je pro pacienta a následnou léčbu velmi důležité. Díky metodě zpracování obrazu rozezná abnormalitu na snímku i laik. Nabízí se také možnost, že v budoucnu již budou snímky automaticky zpracovávány a abnormality automaticky vyhledány.

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s metodami zpracování obrazového signálu v biomedicíně. Nejprve je potřeba představit přístroje používané ve zdravotnictví, jejichž snímky jsou dále zpracovávány. Je také nutné správně rozeznat, co je na snímku vidět, zda je abnormalita jasně viditelná či ne. Úvod do zpracování obrazu je uveden ve třetí části práce, zde jsou jednotlivé metody popsány a pomocí obrázků zobrazeny. Další částí práce je již návrh systému pro zpracování obrazu a výběru abnormality v obraze. Tento systém je navržen v programu Matlab. Konečná aplikace je navržena v grafickém uživatelském prostředí, jež je velmi přehledné. Poslední částí práce je testování funkčnosti programu na různých typech snímků.

2. Zpracování obrazu v medicíně

Zpracování obrazu v medicíně i biomedicíně je využíváno především k diagnostickým účelům. Vývoj zobrazovacích metod umožňuje zkoumat další možnosti zpracování obrazu. Jedná se o metody vizualizace dat z výpočetní tomografie a magnetické rezonance, plánování a simulace operací, 3D modelování tkání, navigace lékařů při zákrocích a mnoho dalších metod.

Nejpoužívanější zobrazovací metody používané v medicíně jsou výpočetní tomografie (nesprávně se někdy říká počítačová tomografie) a magnetická rezonance. Tyto přístroje používané především v nemocničních zařízeních jsou popsány níže.[1]

2.1. Výpočetní tomografie - CT

Vyšetření pomocí CT je založené na měření absorpce svazku rentgenového záření v tenké vrstvě vyšetřované oblasti těla. Výpočetní tomograf je tvořen systémem rotující rentgenky a sektoru detektoru na obvodu vyšetřovacího okruhu CT přístroje (gantry).

Výpočetní tomografie je tedy vlastně moderní vylepšení rentgenového vyšetření. Při vyšetření procházení lidským tělem rentgenové paprsky v různých úhlech, tím vznikají vrstevné snímky nazývané tomogramy. Výsledný CT snímek je složen z dvourozměrné matice. Plocha řezu je ve zvolené matici rovnoměrně rozdělena na čtvercové prvky (pixely). Velikost matice udává, z kolika pixelů se CT snímek skládá. Při výpočetní tomografii ve skutečnosti není vyšetřována plocha, ale objem. Tomografická vrstva má specifickou tloušťku a výsledný obraz se tudíž neskládá z jednotlivých čtverečků, ale z kvádrů. Prvkem objemu je voxel, jehož velikost závisí na velikosti matice a tloušťce vrstvy.

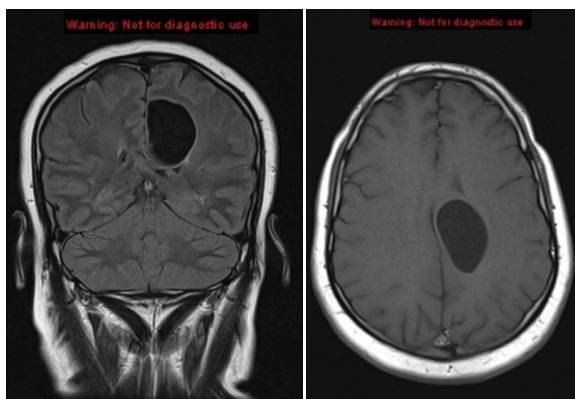
Při vyšetření pomocí CT se používají jodové kontrastní látky ke zvýšení kontrastu tkání a jejich rozlišení, před vyšetřením zažívacího traktu. Dále se podává do preformovaných dutin, do peritonea, apod. Kontrastní látka se může podávat intravenózně, perorálně a per rektum při vyšetření střev, způsob podání závisí na druhu samotného vyšetření. Jodová kontrastní látka může u pacienta vyvolat nežádoucí alergickou reakci, také může ve výjimečných případech vyvolat nežádoucí účinky, jako mohou být křeče, zvracení, stav bezvědomí apod.

Výpočetní tomografie poskytuje informaci o anatomické struktuře orgánů a měkkých tkání, je však velmi citlivá na rozdíly v hustotě tkání. Zobrazování pomocí CT se využívá při akutních i chronických onemocněních. Mezi běžná vyšetření se řadí zobrazení páteře, mozku, dále pak břišních, hrudních a pánevních orgánů. Mezi speciální vyšetření se řadí zobrazení cévního systému a srdce, vyšetření tlustého a tenkého střeva. Hlavní použití tomografu je při úrazech vzhledem k optimálnímu zobrazení těla kostry a volné krve, při polytraumatech je možno zobrazit lebku, páteř i pánev současně na jednom snímku, ale za cenu velké dávky záření, kterou pacient obdrží.

Při tomografickém vyšetření může dojít ke vzniku nežádoucích artefaktů. Obraz může trpět šumem, jehož zdrojem je sekundární záření a kolísající intenzita rentgenového záření. Může také dojít k nežádoucím výpadkům obrazu, jež jsou vyvolány přítomností objektu s nadlimitním stupněm absorpce ve vyšetřované vrstvě. Nejčastěji to jsou cizí kovová tělesa (protézy, dentální výplně, katetry, elektrody) nebo příliš zahuštěné kontrastní látky.

Pro ukládání dat je používán univerzální formát DICOM, který dokáže zpracovávat vyšetření na přístrojích různých výrobců beze ztráty informací. Snímky lze zálohovat v počítači, uložit na CD nebo flash disk.

Nevýhodou CT vyšetření je skutečnost, že vydává vyšší dávky záření než vyšetření pomocí rentgenu. Výše absorbované dávky závisí na množství proudu a hodnotě napětí na rentgence při expozici, na době jedné rotace, kolimaci a počtu rotací detekční soustavy. [1] [2] [3] [4]



Obrázek 1: Neurogliální cysta zobrazená pomocí CT [15] [16]

2.2. Magnetická rezonance - MR

Vyšetření magnetickou rezonancí patří mezi moderní vyšetřovací metody. Tato metoda vyniká výtečným kontrastním rozlišením jednotlivých tkání, tedy schopností odlišit od sebe tkáně, které mají podobnou strukturu. Dokáže jasně rozlišit bílou a šedou mozkovou hmotu, a také rozlišit zdravou tkáň od tkáně postižené patologickým procesem.

Magnetická rezonance využívá magnetických vlastností jader atomů vodíku, která jsou při vystavení silného magnetického pole zdrojem radiofrekvenčního vlnění. Vlnění je zachycováno systémem přijímacích cívek (antén). Zobrazení tedy probíhá bez škodlivého ionizujícího záření, doposud nebyly prokázány jakékoliv vedlejší škodlivé účinky MR na lidský organizmus.

Základní součástí přístroje pro MR je zdroj velkého magnetického pole o intenzitě 1,5 Tesla, což je 30 000krát silnější pole než magnetické pole Země. Jako zdroj tohoto magnetického pole je používána supravodivá cívka, jež je udržována v lázni z tekutého helia při teplotě -268°C . Přístroj dále obsahuje volumové cívky, které rotují kolem těla pacienta a slouží k vysílání i přijímání signálů vytvářených přídatným magnetickým polem. Samotný přístroj tedy vypadá jako tunel o průměru 0,6 m, do něhož pacient zajede na posuvném lůžku. Přístroj musí být umístěn v místnosti, která od okolí izoluje jeho magnetické pole.

Vzhledem k působení silného magnetického pole nesmí mít pacient žádné kovové předměty na těle či implantovány v těle. Vyšetření nemohou podstoupit pacienti s kardiostimulátorem nebo implantovaným defibrilátorem, neboť by mohlo dojít k jeho zahřátí a následnému poškození jeho funkce, což by mohlo vést k závažné až život ohrožující poruše srdečního rytmu.

Při vyšetření pomocí MR může být použita kontrastní látka, která je aplikována do žíly. Tato látka může pomoci odhalit přítomnost zánětů a nádorových onemocnění. Kontrastní látka používaná při MR neobsahuje jód, jako je tomu u CT. Obvykle obsahuje sloučeniny gadolinia, výjimečně manganu nebo železa. Velmi vzácně se může objevit alergická reakce.

Klíčovou vyšetřovací oblastí magnetické rezonance je neuroradiologie, což je vyšetření mozku a páteře. Možnost neinvazivně zobrazovat orgány, jako nervy nebo mozkovou tkáň bylo umožněno až pomocí magnetické rezonance. Toto vyšetření je však finančně náročné a magnetickou rezonancí není vybavena každá nemocnice.

Informace získané pomocí MR jsou v podobě snímků k dispozici okamžitě po samotném vyšetření. Snímky jsou uloženy v počítači a lze je uložit na CD nebo flash disk. [5] [6] [7]



Obrázek 2: Zobrazení ledvin pomocí magnetické rezonance [17]

2.3. Útvary na snímcích z CT a MR

Na snímcích z výpočetní tomografie a magnetické rezonance jsou viditelné různé nežádoucí útvary jako otoky, hematomy, záněty, nádory a cysty, nekrózy, metastázy a traumatická poranění. Dále jsou na snímcích viditelná místa, ve kterých je vzduch, voda, mozkomíšní mok apod.

Nádor neboli tumor je soubor abnormálních buněk, který roste a chová se samostatně bez závislosti na řídicích vlivech organismu, i když původní příčina vzniku již nepůsobí. Postižený orgán se může nahromaděním nádorových buněk zvětšovat a jeho tvar je změněný, také může změnit barvu. Nádor z funkčního hlediska neplní žádnou užitečnou funkci pro organismus, jen občas zůstanou nádory funkčně bezvýznamné. Zpravidla však po dosažení určité velikosti narušují funkce orgánů. Nádorové buňky se od nenádorových buněk liší rychlejším růstem a schopností množit se, jsou odolnější, mají delší životnost a mohou mít také schopnost zabíjet okolní buňky. Nádory mohou být zhoubné – maligní a nezhoobné – benigní. Benigní nádory jsou jasně ohraničené, tudíž jsou jejich snímky vhodné k dalšímu zpracování obrazu.

Jako nepravý nádor je označována cysta, která klinicky připomíná nádorové uzly. Cysta je chorobně vzniklá dutina vystlaná vlastním epitelem a vyplněná tekutinou (hlenem, krví apod.). [14]

3. Metody zpracování obrazu

Postup zpracování obrazu se skládá z několika kroků.

První krok při zpracovávání obrazu je snímání a následná digitalizace obrazu. Digitální obraz poté představuje číselná matice, v níž se jeden prvek nazývá pixel. Pixel tedy představuje jeden bod obrazu, u barevných obrazů se pixel skládá ze základních barev RGB. U černobílých neboli šedotónových obrázků je pixelu přiřazena hodnota stupně šedi od 0 do 255, kde 0 představuje černou.

Druhým krokem je předzpracování obrazu, jehož cílem je potlačení šumu a nežádoucího zkreslení vzniklého při digitalizaci obrazu. Slouží také ke zvýraznění objektů v obraze, při detekci hran v obraze.

Třetím krokem zpracování obrazu je segmentace, při které se v obraze rozliší jednotlivé objekty obrazu. Segmentace je založena na detekci hran ohraničujících jednotlivé objekty v obraze nebo na detekci celých oblastí, kterými jsou objekty v obraze reprezentovány.

3.1. Detekce hran

Hlavním problémem při zpracování obrazu je nalezení hran a hranic objektů v obraze.

Detekce hran je metoda zpracování obrazu sloužící k nalezení oblastí pixelů, ve kterých je podstatně měněn jas. Každý objekt v obraze je představován souvislou oblastí, každá tato oblast je obklopena hranicí. Hranice je složena z hran, ta je reprezentována velikostí a směrem. Hrana je složena z jednotlivých hranových bodů. Při samotné realizaci jsou nejprve nalezeny jednotlivé body hran, poté jsou tyto body různými technikami spojovány do hran a nakonec celých hranic.

Ideální hranou je skoková hrana, která se nachází na rozhraní světla a stínu. V místech trojrozměrných hran objektů lze nalézt trojúhelníkovou hranu, čáry v obraze generují dvě hrany, každou na své straně. Ve skutečnosti však je změna jasu postupná nikoliv skoková, hrana je tedy většinou zašuměná.

Při detekci hran mohou nastat problémy s nesprávným vyhledáním hran, zejména jsou-li objekty v obraze méně zřetelné, neohraničené nebo je obraz poškozen šumem. Hrana může být tedy nalezena i tam, kde se ve skutečnosti nenachází.

Metody detekce hran lze rozdělit do dvou hlavních skupin. V první skupině jsou metody využívající první derivaci, ve druhé skupině pak metody využívající druhou derivaci.

Pro určení velikosti a směru změny hodnoty jasu je používána operace gradientu ∇ . Matematicky ji je možno vyjádřit jako funkci obsahující první parciální derivace obrazové funkce podle jednotlivých proměnných. Výsledkem operace gradientu ∇ je vektorová veličina, která má absolutní hodnotu – ta udává velikost změny jasové funkce a směr gradientu – ten udává směr největší změny jasové funkce.

$$\nabla f(x, y) = \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \vec{j}$$
$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial y}\right)^2}$$

Gradient je tedy vektorová veličina určující směr největšího růstu funkce, tj. směr gradientu a strmost růstu funkce, tedy velikost gradientu.

Při aplikaci první derivace je hranový gradient porovnáván s prahem, který určuje, zda se jedná o hranu nebo ne. První derivace je tedy kladná v bodech přechodu a nulová v místech s konstantním jasnem.

U druhé derivace je hrana identifikována, jestliže je prostorová změna v polaritě druhé derivace dostatečně významná. Druhá derivace je tedy kladná na přechodu tmavé strany hrany, kde dosahuje funkce minima. Záporná je na přechodu světlé strany hrany, funkce dosahuje maxima a v místě přechodu je nulová.

Operátory, sloužící k detekci hran jsou:

- Robertsův operátor
- Laplaceův operátor
- Prewittův operátor
- Sobelův operátor
- Cannyho hranový detektor

[8] [9] [10] [13]

3.1.1. Robertsův operátor

Robertsův operátor patří mezi operátory aproximující derivace obrazové funkce. Řadí se mezi nejstarší operátory, přesto je stále používán pro stanovení velikosti hrany.

Velikost hrany neboli gradientu v bodě (x, y) obrazu je počítána dle předpisu:

$$e(x, y) = \sqrt{(f(x, y) - f(x + 1, y + 1))^2 + (f(x + 1, y) - f(x, y + 1))^2}$$

Robertsův operátor určuje rozdíly hodnot ve dvou na sebe kolmých diagonálních směrech, tudíž pro určení hledané hodnoty pixelu jsou používány pouze čtyři okolní pixely.

Jeho konvoluční masky jsou:

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$$

Hlavní nevýhodou tohoto operátoru je jeho velká citlivost na šum, protože okolí použité pro aproximaci je malé.

Program Matlab najde hrany pomocí aproximace derivace. Vrací hrany tam, kde je gradient obrázku maximální. [8] [9]

Kód pro aplikaci Robertsova operátoru:

```
Roberts=edge(Image,'roberts'); % aplikace Robertsova detektoru hran  
imshow(Roberts) % zobrazení výsledného obrázku
```

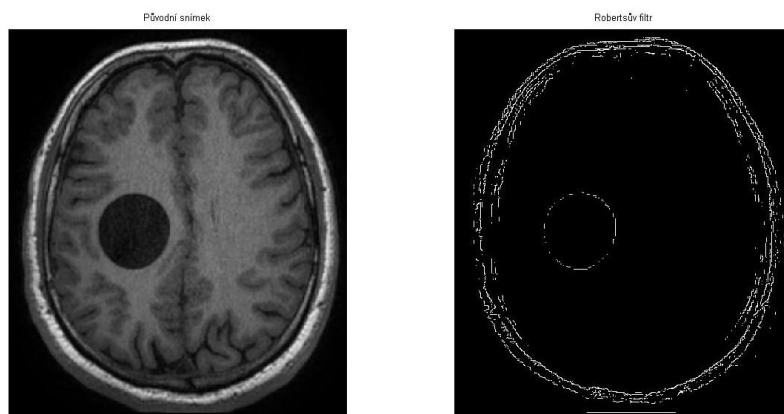
Aplikace Robertsova operátoru v programu Matlab je zobrazena na obrázku 3, 4 a 5.

Na obrázku 3 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je provedena filtrace pomocí Robertsova operátoru, který vyznačil pouze obrys lebky a uvnitř objektu jen nejvýraznější hrany.



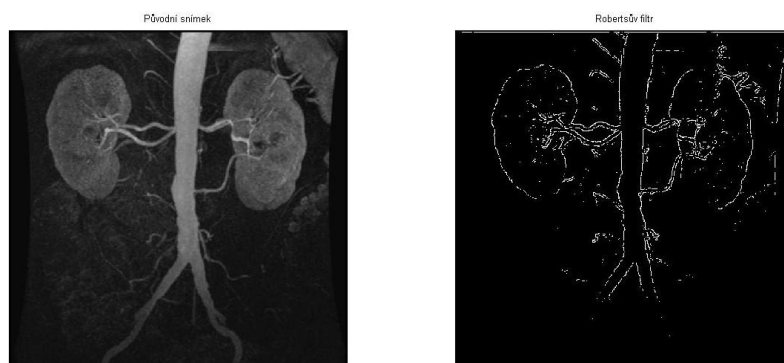
Obrázek 3: Použití Robertsova operátoru na snímku bez abnormalit [22]

Na obrázku 4 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v levé části. Vpravo je provedena filtrace pomocí Robertsova operátoru, kde byly označeny všechny výrazné hrany včetně ohraničení cysty.



Obrázek 4: Použití Robertsova operátoru při výběru abnormality [23]

Na obrázku 5 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je provedena filtrace pomocí Robertsova operátoru, kde byly označeny výrazné hrany, tedy ledviny i tepny.



Obrázek 5: Filtrace pomocí Robertsova operátoru [17]

3.1.2. Laplaceův operátor

Laplaceův operátor nebo také LoG operátor (Laplacian of Gaussian) využívá druhou derivaci. Tento operátor má stejné vlastnosti ve všech směrech, je invariantní vůči otočení. Udává pouze velikost hrany bez udání jejího směru. Jeho hodnota nabývá nuly v těch bodech, kde se maximálně mění hodnota obrazové funkce a v bodech, v jejichž okolí je hodnota obrazová funkce konstantní. Tento operátor také zvyšuje lokální maximum a prohlubuje lokální minimum, což způsobí zvýšení kontrastu mezi rozhraními objektů.

Laplaceův operátor je definován vztahem:

$$\nabla^2 f(x, y) = f_{xx}(x, y) + f_{yy}(x, y)$$

Pokud je obrazová funkce diskrétní, pak je použita místo derivací difference. Tím je pro realizaci Laplaceova operátoru vytvořen předpis:

$$\nabla^2 f(x, y) = f(x + 1, y) + f(x - 1, y) + f(x, y + 1) + f(x, y - 1) - 4f(x, y)$$

Diskrétní verze toho operátoru je reprezentována konvoluční maticí 3x3. První konvoluční matice představuje odhad Laplaceova operátoru pomocí čtyř nejbližších pixelů ležících ve směru hlavních os.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Druhá konvoluční matice představuje odhad operátoru pomocí všech osmi pixelů dotýkajících se pixelu, v němž je Laplaceův operátor počítán.

$$h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Problémem toho operátoru je velká citlivost na šum. U obrazů, které jsou i velmi málo zašuměné, dochází k detekci velkého množství falešných hran. Další nevýhodou jsou dvojité odezvy na hrany odpovídající tenkým liniím v obraze.

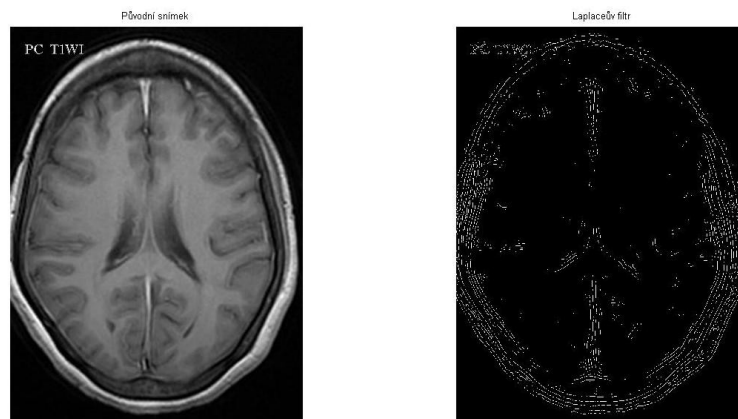
Program Matlab najde hrany tím, že hledá po filtraci nulové přechody. [8] [9] [11]

Kód pro aplikaci Laplaceova operátoru:

```
Laplac=edge(Image, 'log'); % aplikace Laplaceova detektoru hran  
imshow(Laplac)% zobrazení výsledného obrázku
```

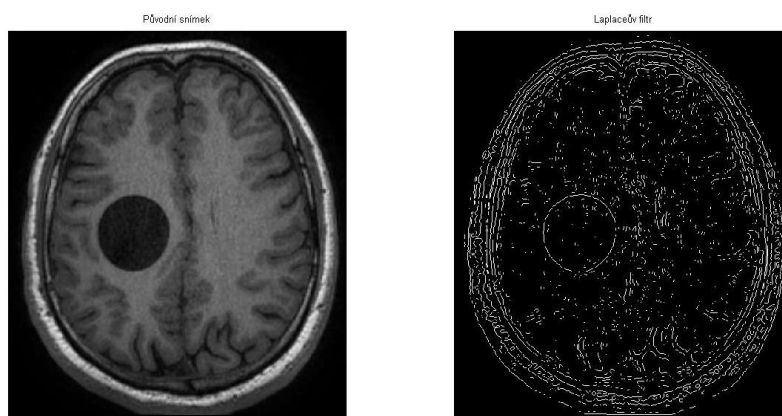
Použití Laplaceova operátoru při zpracování obrazu je zobrazeno na obrázku 6, 7 a 8.

Na obrázku 6 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je provedena filtrace pomocí Laplaceova operátoru, na kterém je díky tomu vidět ohraničenou lebku a jemně ohraničenou vnitřní strukturu mozku.



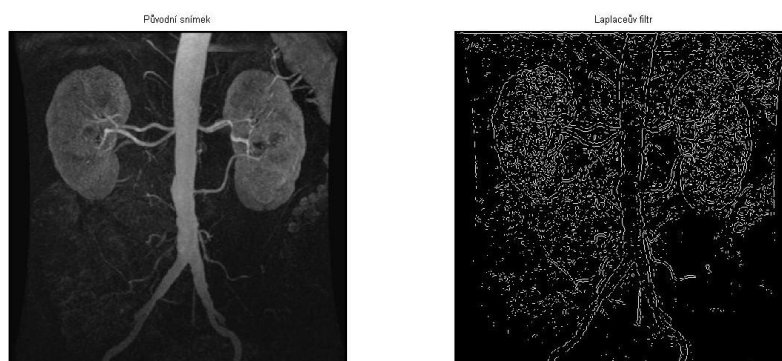
Obrázek 6: Použití Laplaceova operátoru na snímku bez abnormalit [22]

Na obrázku 7 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v levé části. Vpravo je provedena filtrace pomocí Laplaceova operátoru, kde je vidět ohraničená i vnitřní struktura mozku a ohraničení cysty již není tak výrazné jako u Robertsova operátoru.



Obrázek 7: Použití Laplaceova operátoru na snímku s abnormalitou [23]

Na obrázku 8 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je provedena filtrace pomocí Laplaceova operátoru, kde byly označeny, kvůli jeho citlivosti na šum, i méně patrné hrany a samotné ledviny jsou ve zmešti čar málo viditelné.



Obrázek 8: Použití Laplaceova operátoru [17]

3.1.3. Prewittové operátor

Tento operátor je odhadem první derivace. Gradient je odhadován v okolí 3 x 3 pro osm směrů, lišícími se tím, že jsou pootočený o 45°. Je vybrána jedna maska z osmi, které odpovídá největší modul gradientu. Jako výsledná hodnota je vybrán výsledek s největší absolutní hodnotou. Tento operátor také přispívá k redukci šumu.

První tři konvoluční matice operátoru jsou:

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Program Matlab najde hrany pomocí aproximace derivace. Vrací hrany tam, kde je gradient obrázku maximální. [8] [11]

Kód pro aplikaci operátoru Prewittové:

```
Prewitt=edge(Image,'prewitt'); % aplikace operátoru Prewittové  
imshow(Prewitt); % zobrazení výsledného obrázku
```

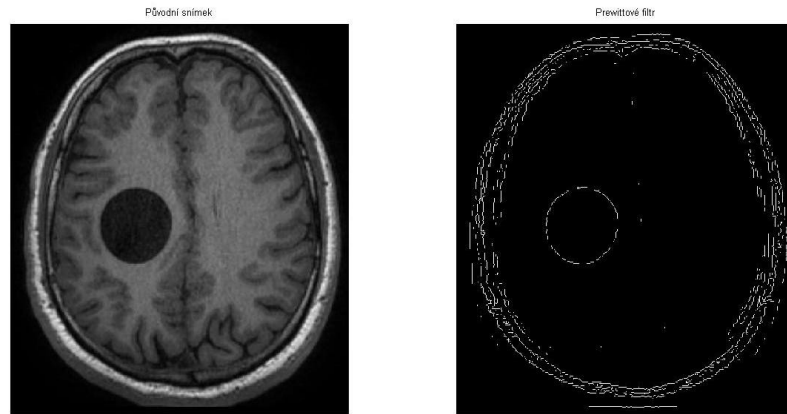
Použití operátoru Prewittové je zobrazeno na obrázcích 9, 10 a 11.

Na obrázku 9 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je provedena filtrace pomocí operátoru Prewittové, na kterém je vidět ohraničená lebka a jemně i čáry uvnitř mozku.



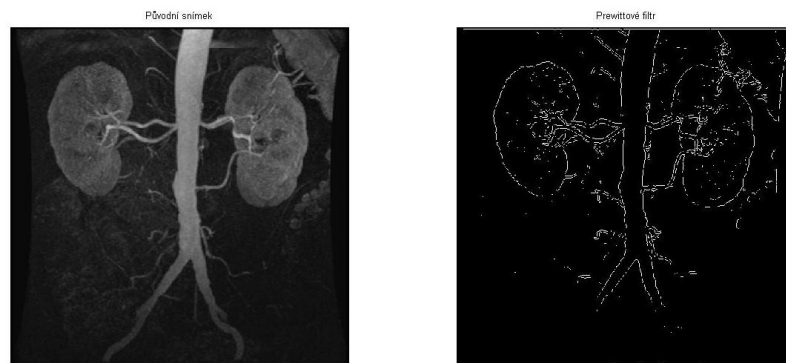
Obrázek 9: Použití operátoru Prewittové na snímku bez abnormalit [22]

Na obrázku 10 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v levé části. Vpravo je provedena filtrace pomocí operátoru Prewittové, kterým byla ohraničena lebka i vnější struktura mozku, avšak velmi jemně, tudíž cystu je možno jasně rozeznat.



Obrázek 10: Použití operátoru Prewittové pro označení abnormality [23]

Na obrázku 11 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je provedena filtrace pomocí operátoru Prewittové, z obrázku jsou jasně viditelné hrany, a to jak ledvin, tak i tepen.



Obrázek 11: Použití operátoru Prewittové [17]

3.1.4. Sobelův operátor

Sobelův operátor lépe aproximuje první parciální derivace, je tedy směrově závislý. Pixelům, jež leží na ose operátoru, je přiřazena vyšší váha.

Sobelův operátor je podobný operátoru Prewittové, neboť vybírá největší výsledek aplikace všech osmi navzájem pootočených filtrů. Nejčastěji je používán pro detekci vodorovných a svislých hran, na to stačí první a třetí maska.

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

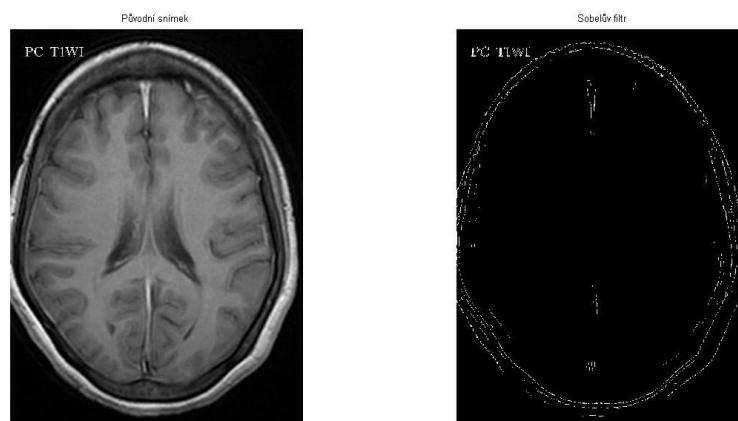
Program Matlab najde hrany pomocí aproximace derivace. Vrací hrany tam, kde gradient obrázku je maximální. [8] [12]

Kód pro aplikaci Sobelova operátoru v Matlabu je:

```
Sobel=edge(Image, 'sobel') % aplikace Sobelova operátoru
imshow(Sobel) % zobrazení výsledného obrázku
```

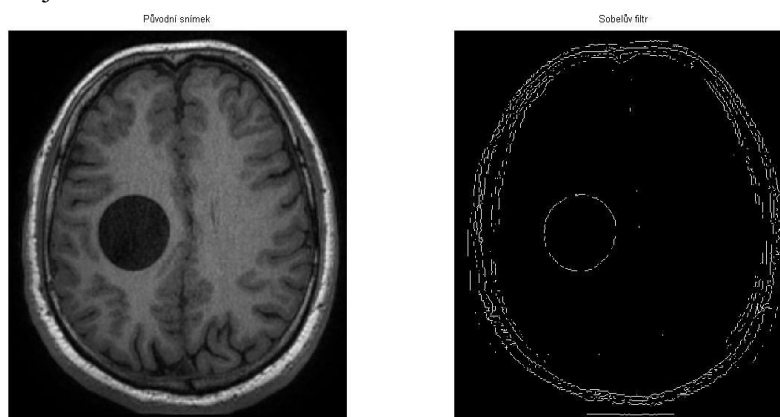
Aplikace Sobelova operátoru je zobrazena na obrázku 12, 13 a 14.

Na obrázku 12 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je provedena filtrace pomocí Sobelova operátoru, na kterém je vidět ohraničená lebka i hrany uvnitř lebky.



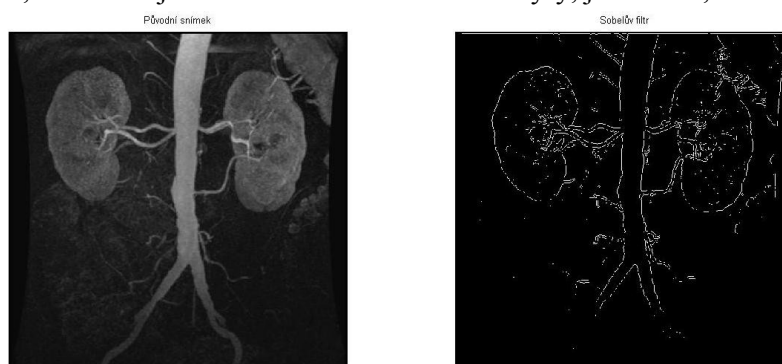
Obrázek 12: Použití Sobelova operátoru na snímku bez abnormalit [22]

Na obrázku 13 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v levé části. Vpravo je provedena filtrace pomocí Sobelova operátoru, kterým byla ohraničena jak lebka, tak i vnitřní struktura mozku, cystu je však možno jasně rozeznat.



Obrázek 13: Použití Sobelova operátoru pro výběr abnormality [23]

Na obrázku 14 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je provedena filtrace pomocí Sobelova operátoru, z obrázku jsou dobře vidět ohraničené obrysy, jak ledvin, tak i tepen.



Obrázek 14: Použití Sobelova operátoru [17]

3.1.5. Cannyho hranový detektor

Cannyho hranový detektor představuje a realizuje hledání nejlepšího rozlišení hran. Operátor v roce 1986 publikoval John F. Canny. Při jeho návrhu vycházel ze starších detektorů hran a zformuloval požadavky, jež by měl operátor splňovat:

1. minimalizovat pravděpodobnost chybné detekce – poměr signál-šum co největší, aby nedošlo k nesprávnému výběru hrany
2. najít polohu hrany v obraze co nejpřesněji – hranové body by měly být umístěny co nejblíže středu hrany
3. bod hrany identifikovat jednoznačně – existuje jediná odezva na reálnou hranu

Cannyho detektor má charakter algoritmu, jehož základním krokem je odhad první derivace, obvykle pomocí Sobelova operátoru. Tento detektor je již standardní součástí každé knihovny pro zpracování obrazu. Někdy je pro určení významných hran na výstupu detektoru použito prahování. Jeho konvoluční maska je:

$\frac{1}{115}$	2	4	5	4	2
	4	9	12	9	4
	5	12	15	12	5
	4	9	12	9	4
	2	4	5	4	2

V Matlabu Cannyho detektor hran najde hrany tím, že hledá lokální maxima gradientu obrázku. Gradient je vypočítán pomocí derivace Gaussova filtru. Tato metoda využívá dvou prahových hodnot, k detekci silných a slabých hran. Obsahuje slabé hrany na výstupu pouze tehdy, pokud jsou spojené se silnými hranami. U této metody je tedy méně pravděpodobné, než u ostatních zmást se šumem, a větší pravděpodobnost odhalit skutečné slabé hrany. [9] [10] [20]

Kód pro aplikaci Cannyho operátoru v Matlabu :

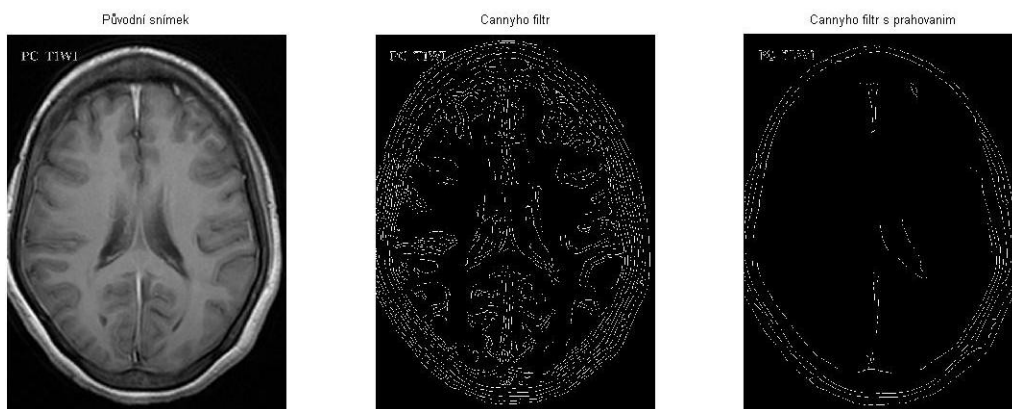
```
Canny=edge(Image,'canny'); % aplikace Cannyho detektoru hran
imshow(Canny) % zobrazení výsledného obrázku
```

Kód pro aplikaci Cannyho filtru s prahováním v Matlabu:

```
Canny_prah=edge(Image,'canny',0.3,2); % aplikace Cannyho filtru
                                     s prahováním a zadáním
                                     hodnoty prahu
imshow(Canny_prah) % zobrazení výsledného obrázku
```

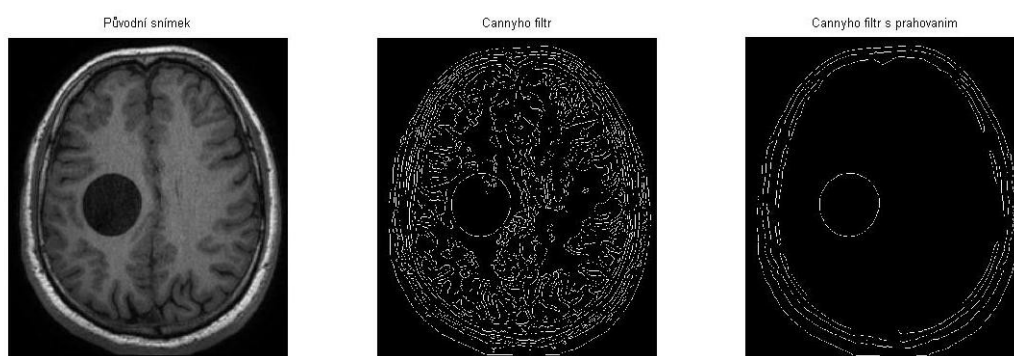
Aplikace Cannyho detektoru hran a Cannyho detektoru hran s prahováním je zobrazena na obrázku 15, 16 a 17.

Na obrázku 15 je vlevo CT snímek mozku bez abnormalit. Na prostředním snímku je provedena filtrace pomocí Cannyho operátoru, na které je vidět vnitřní struktura mozku. Na snímku vpravo je provedena filtrace pomocí Cannyho operátoru s prahováním. Prahování odstranilo ohraničení vnitřních struktur a ohraničilo pouze obrys lebky a jen jemně vnitřní strukturu mozku.



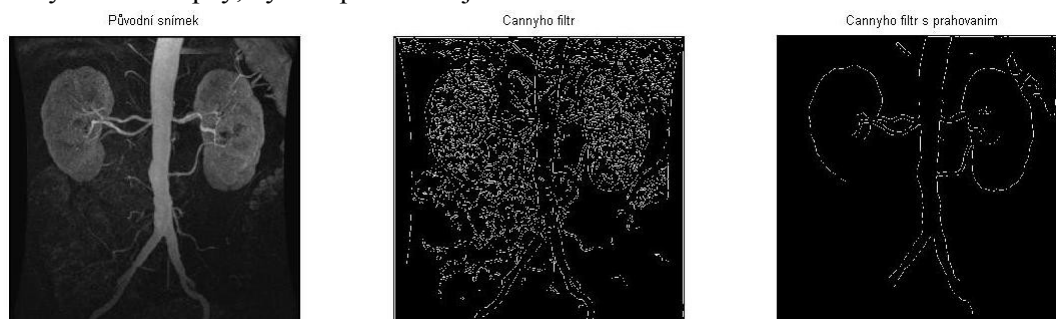
Obrázek 15: Použití Cannyho operátoru na snímku bez abnormality [22]

Na obrázku 16 je vlevo CT snímek mozku s cystou v levé části. Na prostředním snímku je provedena filtrace pomocí Cannyho operátoru, na kterém je vidět vnitřní struktura mozku, ta je tak jemná že cystu nelze jasně rozeznat. Na snímku vpravo je provedena filtrace pomocí Cannyho operátoru s prahováním, kde je ohraničena jak lebka, tak i vnitřní struktura mozku a cystu lze velmi jasně rozeznat



Obrázek 16: Použití Cannyho operátoru pro rozeznání abnormality [23]

Na obrázku 17 je vlevo MR snímek ledvin. Na prostředním snímku je provedena filtrace pomocí Cannyho operátoru, který ohraničil všechny jemné hrany, ledviny tedy nelze skoro rozeznat. Na snímku vpravo je filtrace pomocí Cannyho operátoru s prahováním, na němž jsou ohraničeny pouze ledviny a hlavní tepny, využití prahování je zde velmi vhodné.



Obrázek 17: Použití Cannyho operátoru [17]

3.2. Detekce oblastí

Pomocí detekce hran je možno určit i vnitřek objektu obrazu a naopak. Tato však metoda není vždy aplikovatelná, je tedy nutno přistoupit na metodu detekce oblastí.

Metoda detekce oblastí je využívána především u zašuměných obrazů, kde by metoda detekce hran nebyla tak spolehlivá

Metody detekce oblastí je možno rozdělit do tří základních skupin:

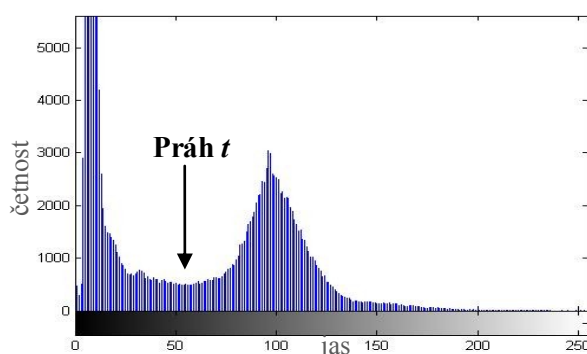
1. detekce prahováním
2. detekce narůstáním oblastí
3. detekce dělením oblastí

V této práci je dále použita pro zpracování obrazu metoda prahování. [9]

3.2.1. Prahování

Segmentace obrazu pomocí prahování patří k nejpoužívanějším metodám. U jednoduchých obrazů je tato metoda velmi spolehlivá a rychlá, avšak u složitějších obrazů tomu tak být nemusí.

Při prahování je třeba nastavit hodnotu prahu, ta se zjišťuje z tvaru histogramu. U snímků, jejichž histogram je bimodální (histogram se dvěma vrcholy) je volena jako hodnota t prahu hodnota, v níž dosahuje histogram mezi těmito vrcholy minima (obrázek 18). Úspěšnost prahování je tudíž závislá na určení správné hodnoty prahu.



Obrázek 18: Určení hodnoty prahu z histogramu

Výstupem prahování je matice složená z pouze z jedniček a nul, výsledný obraz je tedy složen pouze z bílých a černých pixelů. Body, jejichž jas je vyšší, než hodnota prahu jsou body hledaných oblastí a je jim přiřazena hodnota 1. Body, jejichž jas je nižší, než hodnota prahu jsou body pozadí a je jim přiřazena hodnota 0. Musí však platit, že body hledaných oblastí mají stejný nebo podobný jas. Pixel je označen jako bod oblasti, pokud jeho jas spadá do intervalu $\langle a, b \rangle$. Prahování tedy probíhá na základě předpisu:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) \in \langle a, b \rangle \\ 0, & \text{jinak} \end{cases} \quad \text{nebo} \quad g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) \geq t \\ 0, & \text{jinak} \end{cases}$$

Výhodou prahování je jednoduchost, tím i snadná implementace a časová nenáročnost. [9]

Funkce metody prahování je zobrazena na obrázku 19. Práh je nastaven na hodnotu 80. V horní části obrázku je část matice obrazu. Vlevo původního obrazu, vpravo je již provedeno prahování. Je zde vidět, že hodnoty menší než 80 jsou nahrazeny nulami a hodnoty větší než 80 jsou

nahrazeny jedničkami. V dolní části obrázku je obraz, který vznikne z původní matice a obraz, jež vznikne z matice prahování. Na pravém obraze je vidět, že nuly představují černou barvu a jedničky bílou.

Práh=80

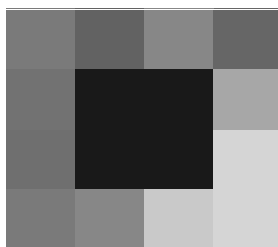
Původní obraz - matice

122	98	134	102
114	25	25	168
111	25	25	214
124	135	200	213

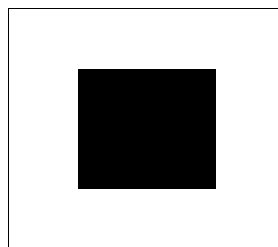
Prahování - matice

1	1	1	1
1	0	0	1
1	0	0	1
1	1	1	1

Původní obraz



Prahování



Obrázek 19: Princip prahování

V programu Matlab je možno vytvořit prahování dvěma způsoby:

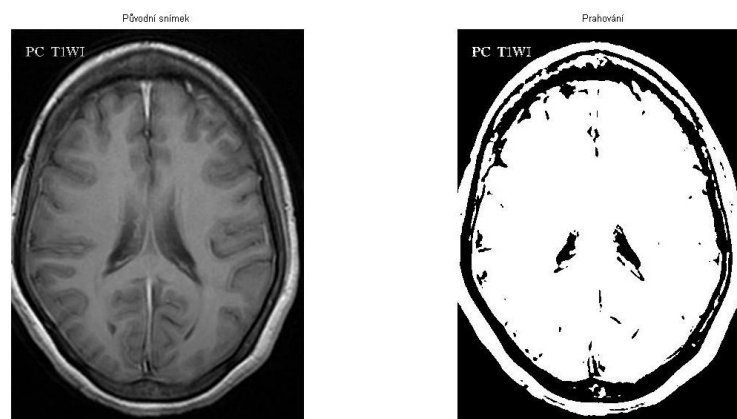
Prvním způsobem je vytvořit prahování pomocí funkce, která sama vypočítá globální práh obrazu. Poté je obraz převeden na binární, kde nabývá hodnot 1 a 0. Automaticky je nastaven práh, podle kterého je určeno, zda je hodnota vyšší (přiřazena 0) či nižší (přiřazena 1), než vygenerovaný práh. Funkce `graythresh` využívá k určení prahu metodu, která minimalizuje rozptyl černých a bílých pixelů v obraze.

Kód pro aplikaci automatického prahování:

```
level = graythresh(Image); % program provede prahování a vygeneruje
                             hodnotu prahu
BW = im2bw(Image,level); % převedení obrázku na binární
imshow(BW); % zobrazení obrázku
```

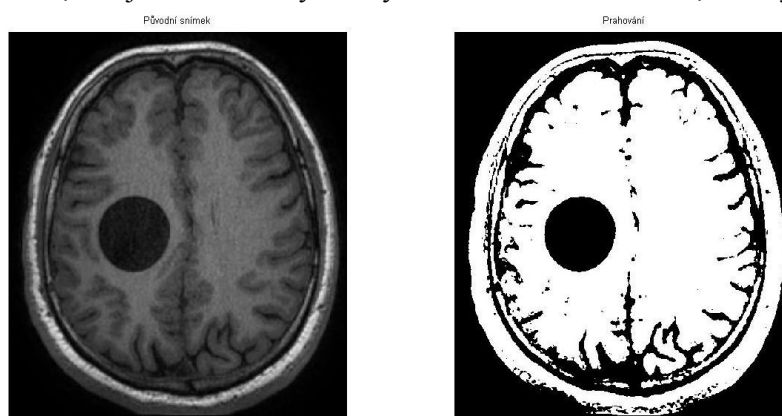
Aplikace automatického prahování je zobrazena na obrázcích 20, 21 a 22

Na obrázku 20 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je na původní snímek aplikováno automatické prahování, zde je bíle označená vnitřní struktura mozku a okolí je černé.



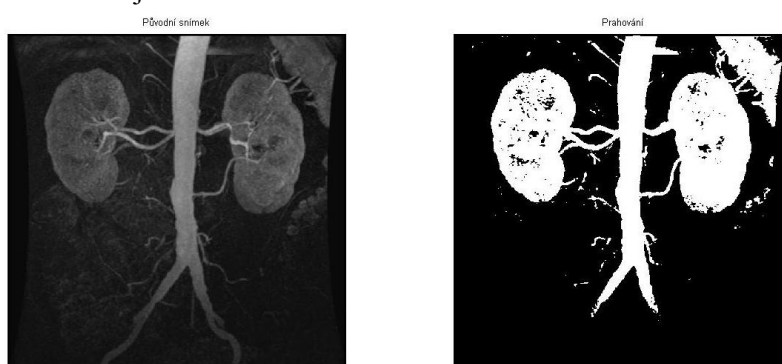
Obrázek 20: Použití prahování na snímku bez abnormalit [22]

Na obrázku 21 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v levé části. Vpravo je použito automatické prahování, bíle je označen obrys hlavy i vnitřní struktura mozku, černě je označena cysta.



Obrázek 21: Použití prahování pro vyznačení abnormality [23]

Na obrázku 22 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je aplikována metoda automatického prahování, která bíle označila ledviny a tepny. Tkáň v pozadí nebyla zobrazena vůbec, jelikož na původním snímku je hodně tmavá



Obrázek 22: Použití metody prahování [17]

Druhým způsobem je prahování, u kterého je možno hodnotu prahu nastavit. Nejprve je třeba určit počet řádků a sloupců v matici (obrazu). Poté cyklus projíždí matici a podle hodnoty pixelů v obraze zjišťuje, zda je hodnota pixelu menší nebo větší než zadaný práh. Tímto je danému pixelu přiřazena buď hodnota 1, nebo 0.

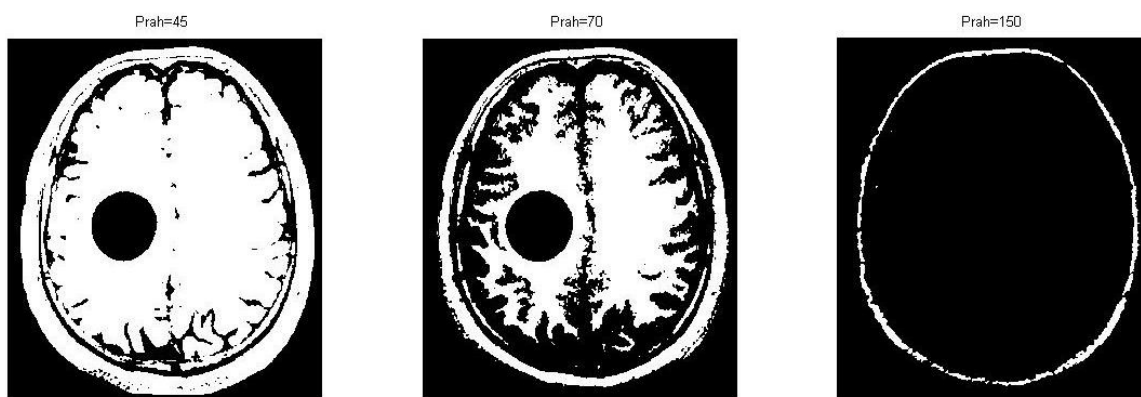
Kód pro aplikaci druhého typu prahování v Matlabu:

```
pocet_radku = size(Image,1); % vypočítá, kolik má snímek řádků
pocet_sloupcu = size(Image,2); % vypočítá, kolik má snímek sloupců

prah=70; % nastavení hodnoty prahu

for r=1:pocet_radku; % cyklus projíždí řádky
    for s=1:pocet_sloupcu; % cyklus projíždí sloupce
        if Image(r,s)<prah % zjišťování, zda hodnota v matici je
                               menší než hodnota prahu
            Prahovani(r,s)=0; % pokud je hodnota menší, zapíše se 0
        else
            Prahovani(r,s)=1; % pokud není menší, zapíše se 1
        end;
    end;
end;
imshow(Prahovani,title('Prah=70')); % vykreslí se snímek s hodnotou
                                   prahu 70
```

Rozdíl v nastavení prahu je dobře viditelný na obrázku 23. Vlevo je nastavena hodnota prahu na 45 a cysta je jasně viditelná, je viditelná i struktura mozku. Takto nastavený práh je ideální. Na prostředním snímku je nastavena hodnota prahu na 70 a cysta stále dobře viditelná, avšak struktura mozku je již značně zredukována. Tento práh tudíž není ideální. Na posledním snímku je hodnota prahu nastavena na 150, zvolený práh je příliš vysoký, a proto je viditelný pouze obrys lebky.



Obrázek 23: Vliv nastavení hodnoty prahu

3.3.Histogram

Histogram grafickou formou znázorňuje rozložení intenzity jasu v obraze. Poskytuje pouze obecnou informaci o obraze, tudíž není možno přesně určit, jakému obraze histogram patří. Jednomu histogramu tedy může odpovídat více obrazů. Při změně polohy objektu na pozadí o konstantním jasu se histogram nezmění.

Histogram je definován jako funkce četnosti výskytu určité úrovně intenzity. Horizontální osa histogramu je u šedotónového obrazu tvořena hodnotami 0 až 255, vertikální osu tvoří četnost těchto úrovní v obraze.

Histogram je používán při nastavování podmínek pro snímání a digitalizaci obrazu, dále pak při změnách jasu a segmentaci obrazu na objekty a okolí. V této práci je histogram využíván především pro určení hodnoty prahu při metodě prahování.

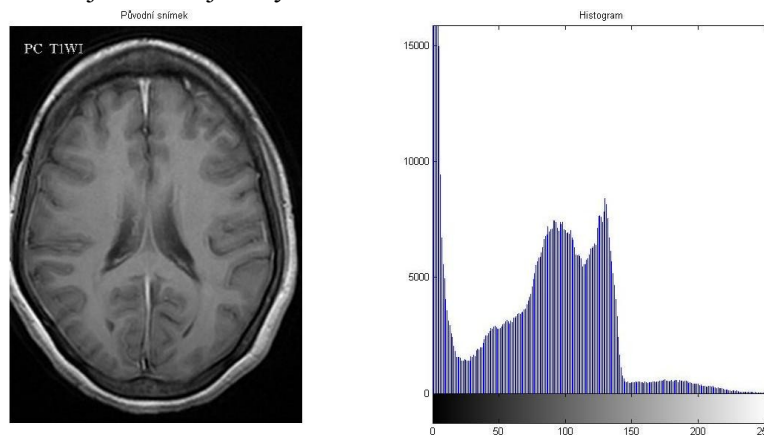
Program Matlab pomocí funkce `imhist` u šedotónového obrázku zobrazí histogram ve stupních šedi. Počet úrovní v histogramu je dán typem obrazu. Pokud je obraz ve stupních šedi, funkce `imhist` používá výchozí hodnotu 255 úrovní. Pokud je obraz binární, funkce `imhist` používá dvou intenzit. [8] [13]

Kód pro vykreslení histogramu:

```
imhist(Image) % funkce, prostřednictvím které se vykreslí histogram
```

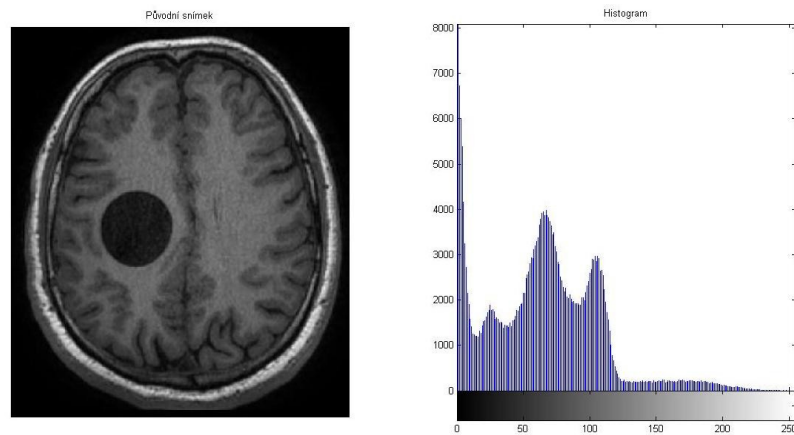
Vykreslení histogramu je zobrazeno na obrázcích 24, 25 a 26.

Na obrázku 24 je vlevo původní CT snímek mozku bez abnormalit. Vpravo je jeho histogram, na němž jsou vidět stupně šedi levého snímku. Původní snímek je převážně tmavý, což se projeví i na histogramu, četnost světlejších míst je tedy velmi nízká.



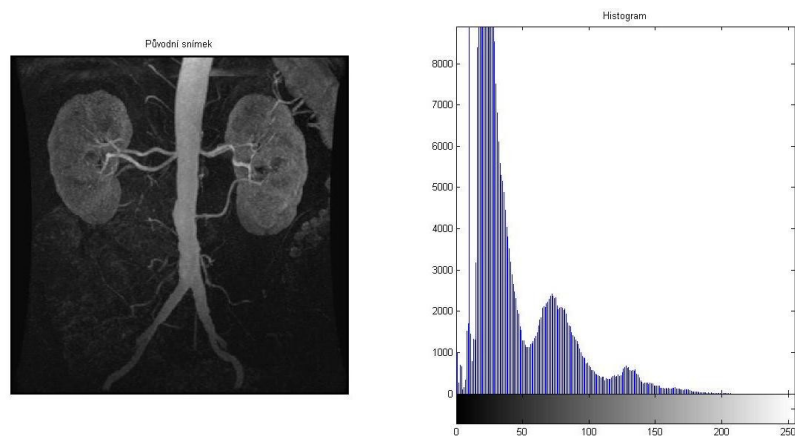
Obrázek 24: Zobrazení histogramu [22]

Na obrázku 25 je vlevo původní CT snímek mozku s cystou v jeho levé části. Vpravo je histogram, na němž jsou vidět stupně šedi snímku. Původní snímek je tmavší, histogram je tedy soustředěn zejména vlevo.



Obrázek 25: Vykreslení histogramu [23]

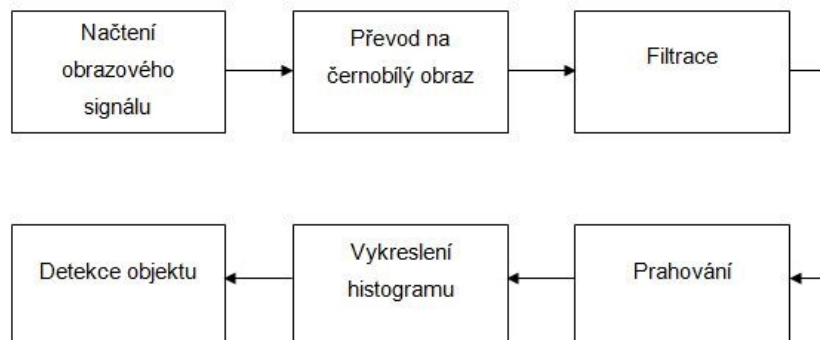
Na obrázku 26 je vlevo původní MR snímek ledvin. Vpravo je histogram, na kterém jsou vidět stupně šedi levého snímku. Jelikož je velká část tohoto snímku hodně tmavá, četnost tmavých pixelů je vysoká.



Obrázek 26: Vykreslení histogramu [17]

4. Návrh a realizace systému pro zpracování obrazu

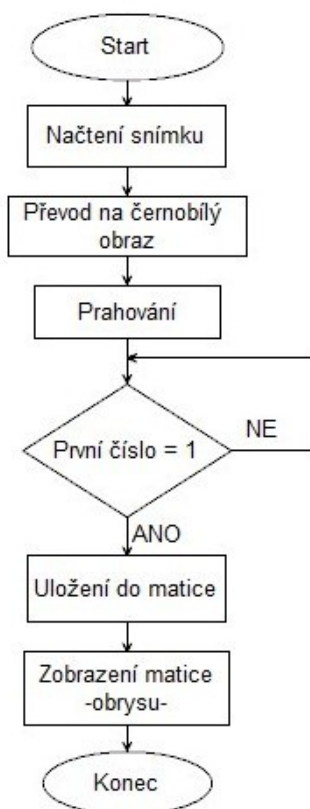
Program pro výběr abnormality v obraze je vytvořen v programu Matlab. Nejprve bylo nutné vyhledat vhodné snímky. Pro dobrou segmentaci obrazu jsou nejvhodnější snímky, na kterých je abnormalita dobře viditelná, ohraničená a její jas se podstatně liší od jasu okolí.



Obrázek 27: Schéma zpracování obrazu

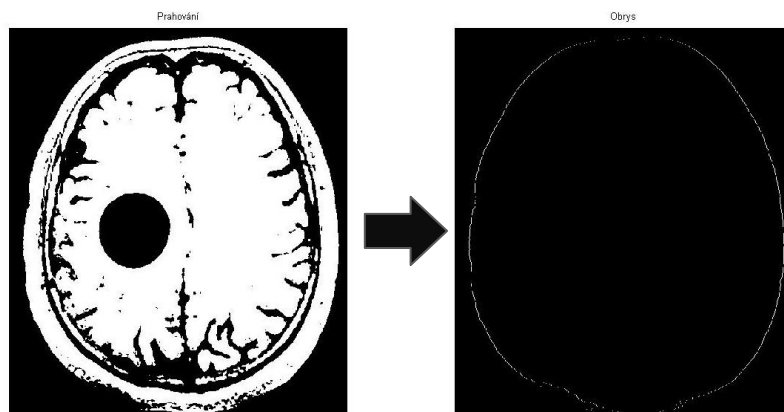
Nejprve je načten vhodný snímek, ten je následně převede na černobílý obraz, protože na barevném by nebylo možno provádět následující funkce a kroky. Program spočítá, kolik má daný snímek řádků a sloupců. Poté je provedeno prahování. Dále je vycházeno z obrazu, na nějž byla aplikována metoda prahování.

Program prostřednictvím cyklů for vyhledá vždy první a poslední 1 na řádku. Obraz je prohledáván po sloupcích zleva doprava a poté od konce zprava doleva. Jakmile je nalezena 1 prostřednictvím příkazu break přeskočí cyklus na další řádek. Tato jednička je zapsána do matice, poté je matice zobrazena a tím je nalezen obrys hlavy.



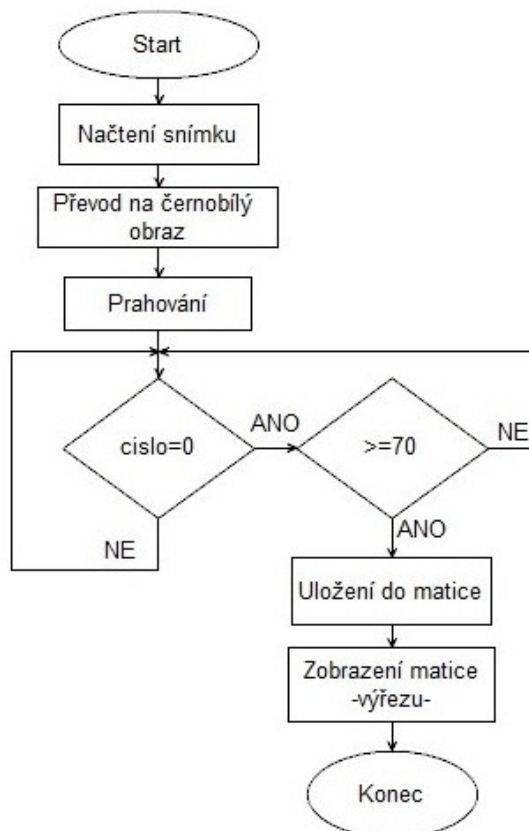
Obrázek 28: Schéma pro výběr obrysu

Výsledek tohoto schématu je zobrazen na obrázku 29, kde vlevo je snímek, na něhož byla aplikována metoda prahování. Vpravo jeho obrys, vytvořený pomocí aplikace tohoto algoritmu



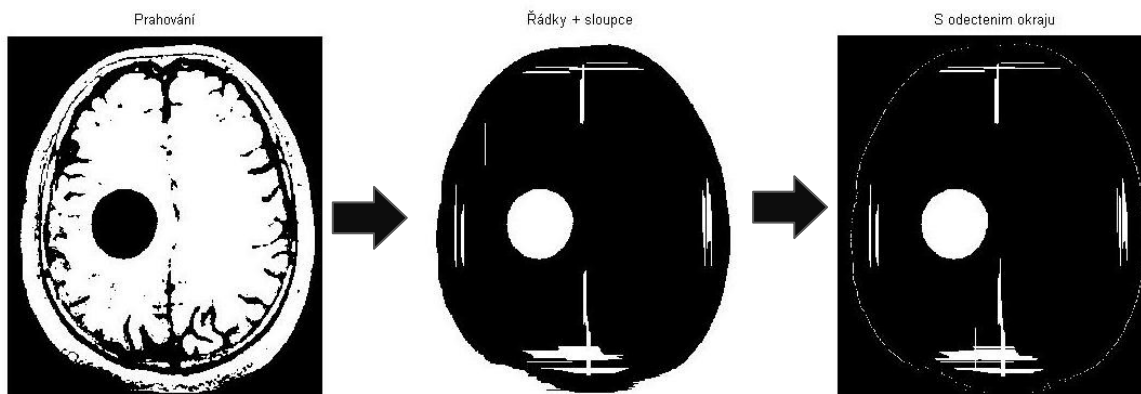
Obrázek 29: Zobrazení obrysu hlavy

Dále je důležité najít v obraze abnormalitu. V tomto případě cystu, která je vyobrazena jako černý ovál. Je tedy hledána oblast, která má určitou šířku a výšku. Oblast je černá, tudíž program hledá číslo 0. Jakmile toto číslo nalezne, zjišťuje, kolik těchto čísel následuje po sobě, bez přerušení 1. Proto je třeba nastavit počet, kolik čísel po sobě bude následovat, aby došlo k zobrazení cysty. V tomto případě byla hodnota nastavena na 70. To znamená, že program nalezne oblast, v níž se vyskytuje více než 70 nul za sebou. Jakmile toto nastane, na místo v matici, kde bylo nalezeno tolik nul po sobě, se zapíše 1.



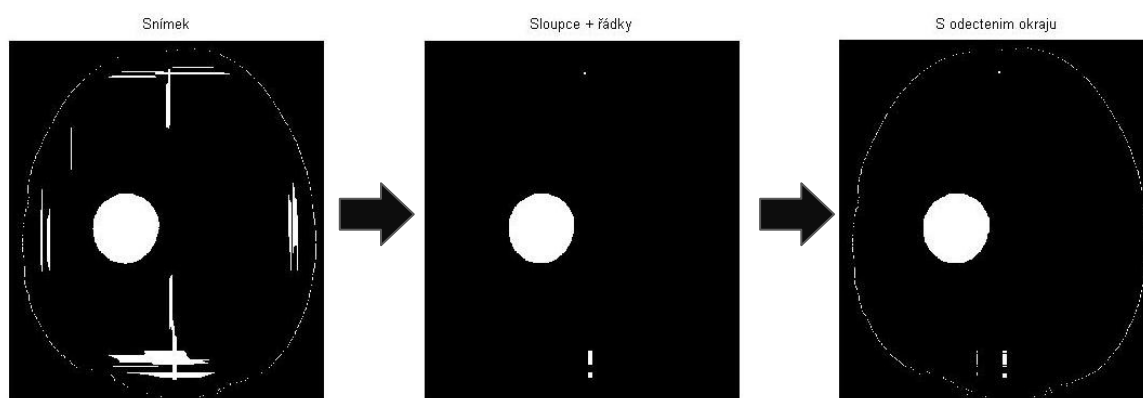
Obrázek 30: Schéma pro výběr oblasti s abnormalitou

Program pomocí cyklů for projíždí nejprve sloupce zleva doprava, poté opačně zprava doleva. Kdyby program zpracovával obrázek pouze v jednom směru, došlo by k deformaci celého obrazu. Potom projíždí řádky shora dolů a zdola nahoru, jinak by opět došlo k deformaci. Nakonec jsou odečteny okraje. Toto je názorně zobrazeno na obrázku 31, kde vlevo je snímek po aplikaci prahování. Na druhém snímku program projíždí řádky i sloupce. Na posledním snímku jsou odečteny okraje a je tak viditelný i obrys hlavy.



Obrázek 31: Zobrazení postupu výběru abnormality

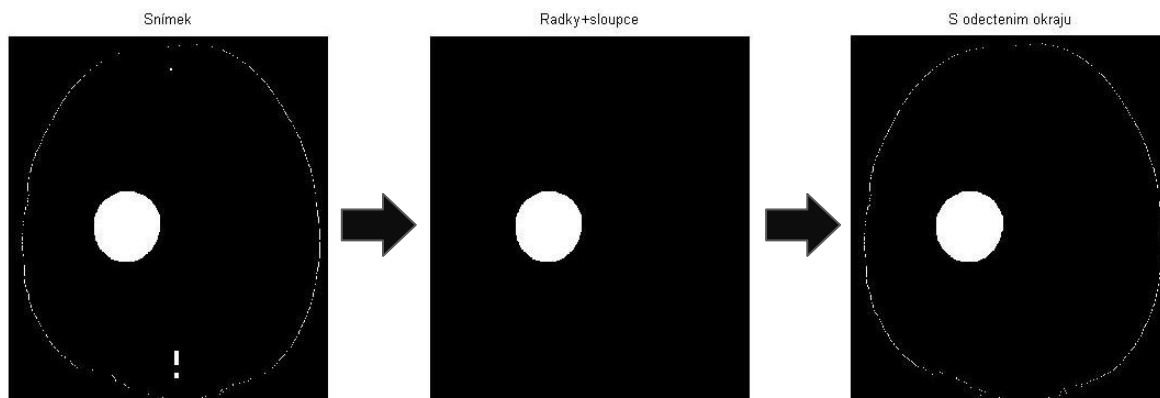
Stále však jsou v obrázku zobrazeny i nežádoucí čáry, tyto se musí odstranit. Výsledný obrázek je tedy znovu zpracováván programem řádek po řádku a sloupec po sloupci. Nyní jsou hledány 1, v tomto případě ty, kterých je pouze 20 za sebou, čímž jsou odstraněny nežádoucí čáry. Program obrázek nejprve projíždí po sloupcích, poté po řádcích, poté jsou matice vynásobeny. Nakonec jsou opět odečteny okraje. Tento postup je zobrazen na obrázku 32, kde první obrázek vychází z předchozího cyklu, z něj vychází druhý a třetí obrázek. Ve druhém obrázku je matice zpracovávána programem po sloupcích i řádcích a jsou hledány 1. V posledním obrázku jsou odečteny okraje a je tak viditelná cysta i obrys hlavy.



Obrázek 32: Další krok výběru abnormality

Na obrázku se však stále vyskytují nežádoucí čáry, obrázek je proto zpracováván programem ještě jednou, čímž jsou odstraněny i ty nejmenší čáry. Obrázek je opět zpracováván programem po řádcích i sloupcích. Opět jsou hledány oblasti, ve kterých je jednička. Nyní je program nastaven tak, že hledá 10 jedniček za sebou. Uloží tedy 1 na místo, kde je koncentrace jedniček větší než 10. Tím je vykreslen obrázek, na němž je zobrazena pouze cysta. K finálnímu zobrazení je ještě třeba odečíst okraje. Na výsledném obrázku je pak zobrazen obrys a abnormalita, v tomto případě ovál, který

přestavuje cystu. Poslední krok je znázorněn na obrázku 33, kde je první snímek převzat z předchozího cyklu. Na snímku obrázku jsou programem zpracovány řádky i sloupce a je vidět pouze cysta. Na posledním snímku jsou odečteny okraje a je vidět jak obrys hlavy, tak i cysta.



Obrázek 33: Finální zobrazení

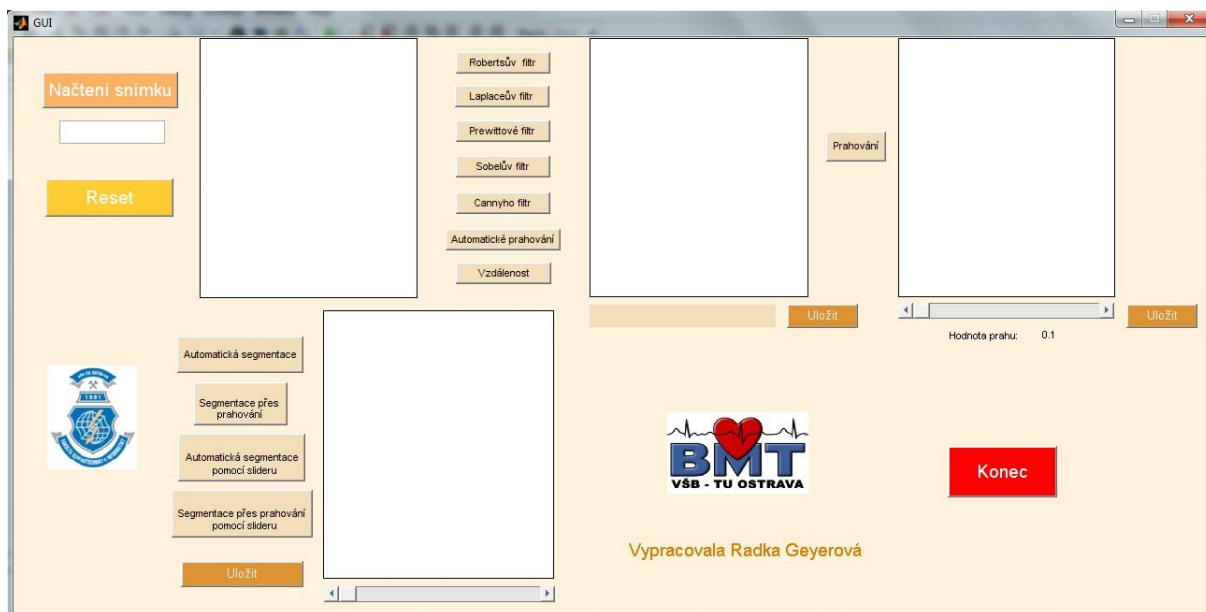
4.1.Návrh GUI a implementace uživatelského rozhraní

Program pro zpracování obrazu je vytvořen v Matlabu v grafickém uživatelském rozhraní – GUI. Grafické uživatelské prostředí bylo vybráno, proto aby i uživatel bez programátorských znalostí mohl používat algoritmus pro výběr abnormality v obraze.

Grafické uživatelské rozhraní zprostředkovává vazbu uživatele s programem. Prostřednictvím GUI uživatel zadává požadavky a dostává očekávané nebo i neočekávané výsledky. GUI je tedy jedinou částí programu, se kterou přijde běžný konečný uživatel do styku. Může dojít k tomu, že budou k dispozici dva programy se stejnými funkcemi, avšak jeden bude navržen v prostředí GUI. Uživatel si jistě vybere ten s GUI, kvůli jeho snadnému ovládání, jednoduchosti, srozumitelnosti a příjemnému vzhledu. [21]

Prostředí GUI je velmi jednoduché a přehledné pro rozvržení jednotlivých částí programu.

Uživatelské prostředí je navrženo jednoduše a srozumitelně pro konečného uživatele. Při spuštění je vidět obrazovka, na které jsou 4 okna, do kterých se později vykreslí snímky. Dále jsou zde různá tlačítka, posuvníky, okna ve kterých se vypíše název obrázku, který je vybrán, název filtru, který je aplikován nebo hodnota nastavení posuvníků (obrázek 35).



Obrázek 34: Úvodní obrazovka GUI

Nejdůležitějším tlačítkem je tlačítko „Načtení snímku“, kterým je vybrán snímek a je načten do prvního okna. Pokud tento snímek není načten, pak není možno aplikovat metody pro zpracování obrazu a objeví se chybová hláška. Na toto tlačítko je tedy nutné kliknout nejdříve.

Dále je zde možnost vybrání různých filtrů, nebo použití automatického prahování. Snímek s aplikováním těchto filtrů se zobrazí do druhého okna. Musí však být načten první snímek, jestliže tomu tak není, objeví se chybová hláška. Pro přehlednost je pod druhým obrázkem okno, ve kterém je vypsáno, jaký filtr je zrovna aplikován. V tomto snímku je možno pomocí měřítka měřit vzdálenost pixelů. Výsledný snímek je možno uložit pomocí tlačítka „Uložit“, po kliknutí na toto tlačítko je možnost vybrání složky a pojmenování snímku.

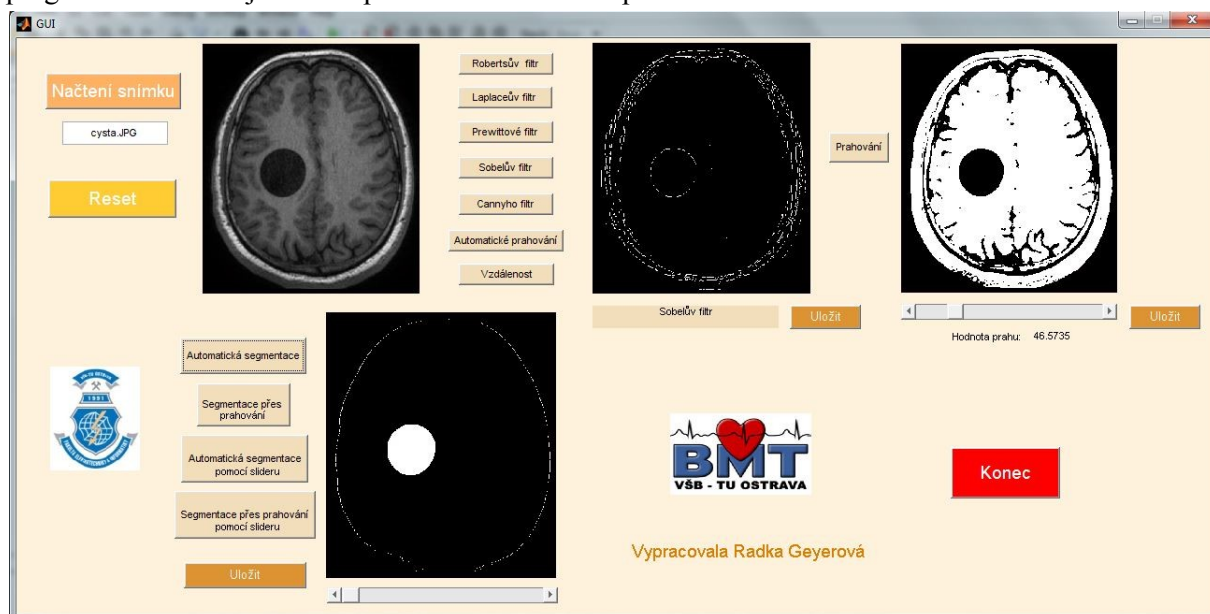
Do třetího okna je prostřednictvím posuvníku, na kterém je vybrána hodnota prahování a následného kliknutí na tlačítko „Prahování“ aplikována metoda prahování s hodnotou prahu, která byla zadána pomocí posuvníku. Nejprve je tedy nutno nastavit pomocí posuvníku hodnotu a poté kliknout na tlačítko „Prahování“. Podmínkou pro aplikaci této metody je načtení prvního snímku. Výsledný snímek je opět možno uložit.

K poslednímu oknu je vázano několik tlačítek. Prvním je tlačítko „Automatická segmentace“, čímž je na první snímek aplikováno automatické prahování a následně pomocí algoritmu popsaného výše jasně vyznačena abnormalita snímku. Pro správnou funkci druhého tlačítka „Segmentace přes prahování“ je nutné zobrazení třetího snímku a pomocí slideru nastavení hodnoty prahu a aplikace prahování na tento snímek. Tímto tlačítkem je tudíž prováděna segmentace prostřednictvím prahování s proměnnou hodnotou prahu, poté je aplikován algoritmus a je zobrazen výsledný snímek, v němž je jasně vyznačena abnormalita. Musí být však správně určený práh při prahování, jelikož by mohlo dojít k označení nežádoucích objektů. Třetí tlačítko „Automatická segmentace pomocí slideru“ je vázano na slider pod obrázkem, na němž je možno měnit, jak velká abnormalita bude označena. Nejprve je tedy nutno nastavit na slideru požadovanou hodnotu a poté kliknou na toto tlačítko. Při stlačení tlačítka program zjistí, jestli je v prvním okně načten snímek, poté na tento snímek aplikuje automatické prahování a pomocí algoritmu a hodnoty nastavené na slideru je zobrazena abnormalita. Čtvrté tlačítko „Segmentace přes prahování pomocí slideru“ je vázano na třetí snímek, na nějž je aplikováno prahování a na slider pod čtvrtým oknem, pomocí kterého je možno měnit velikost označení abnormality. Prvním krokem je nastavení hodnoty na slideru, následně program zjistí, zda je načten

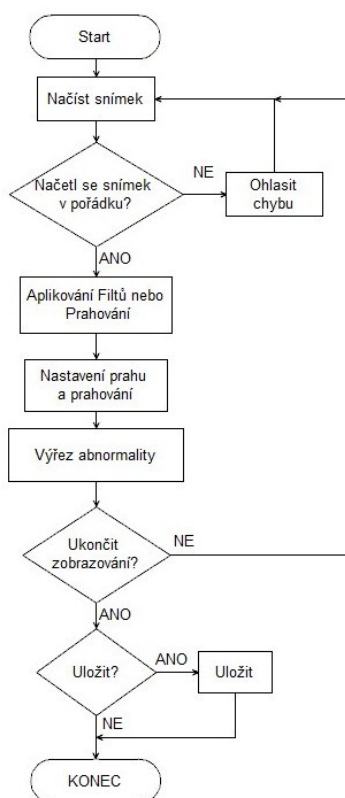
snímek a aplikována metoda prahování pomocí slideru. Poté je aplikován algoritmus, který vzhledem k hodnotě nastavené na slideru označí abnormalitu v obraze. Výstupy na čtvrtém snímku je také možno ukládat.

V programu je také tlačítko „Reset“, po kliknutí na něj se vymažou všechny snímky, aplikované filtry, prahování, segmentace i textová pole.

Nedílnou součástí programu je tlačítko „Konec“, po jehož stlačení se objeví hláška, zda má být program opravdu ukončen. Při kliknutí na ano je program opravdu ukončen, při kliknutí na ne se program neukončí a je možno pokračovat v dalším zpracování obrazu.



Obrázek 35: GUI s načtením snímku a provedením segmentace

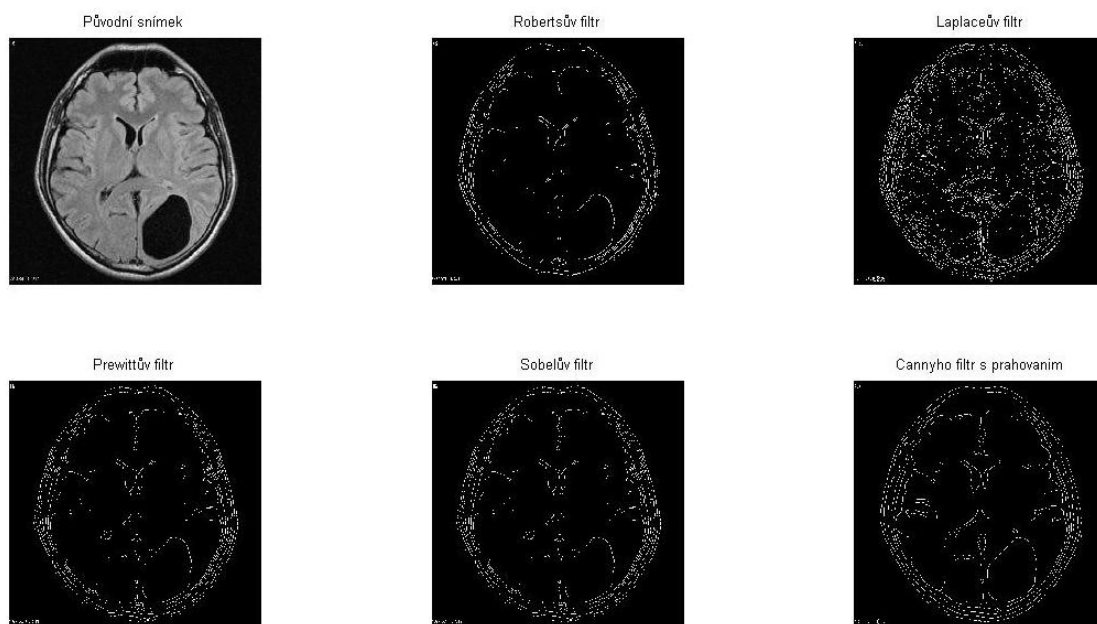


Obrázek 36: Schéma funkčnosti programu

5. Verifikace a testování systému

Testování programu bylo provedeno na několika různých snímcích, většinou se jedná o snímky mozku, na nichž je abnormalita na první pohled a jasně identifikovatelná.

Na obrázku 37 byly na originální snímek aplikovány filtry pro detekci hran. Metodou detekce hran však nelze jednoznačně určit abnormalitu, v tomto případě cystu. Nejvhodnějším typem filtru je Cannyho filtr s prahováním a nejméně vhodným typem filtru je Laplaceův filtr, jelikož je velmi citlivý na šum.



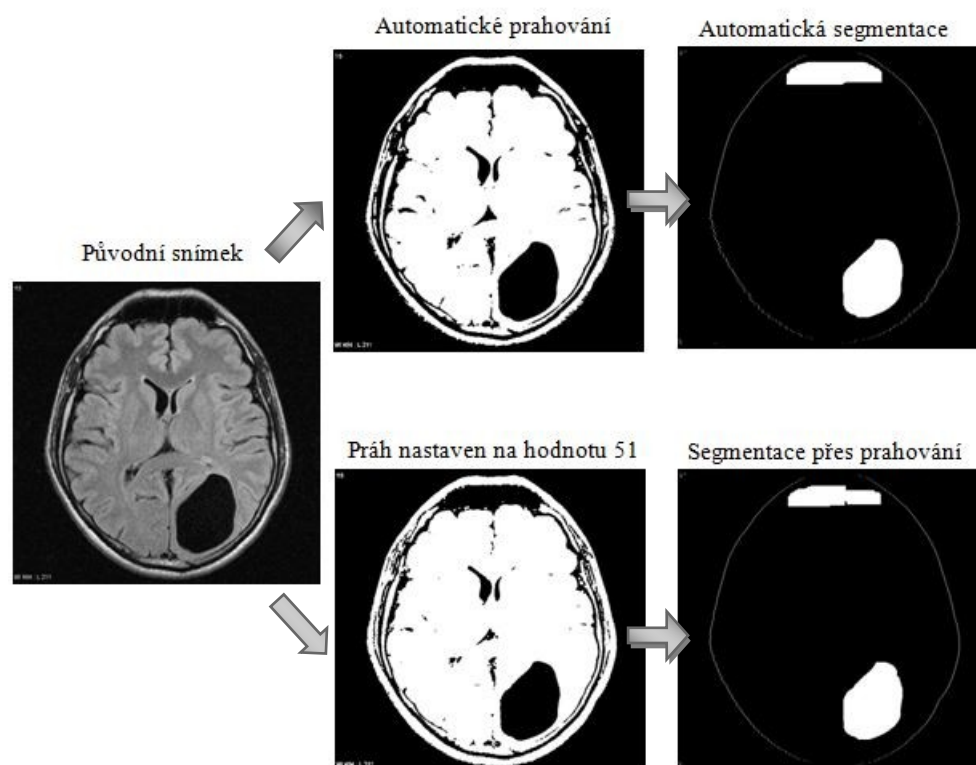
Obrázek 37: Aplikace filtrů [24]

Pro jasné zobrazení abnormality v obraze je nutné aplikovat metodu prahování a algoritmus pro výběr abnormality.

Na obrázku 38 byla na původní snímek aplikována metoda prahování. Následně byl aplikován algoritmus pro výřez abnormality. V horní části obrázku bylo na původní snímek aplikováno automatické prahování, z něj byla poté prostřednictvím algoritmu ohraničena abnormalita. Na snímku s prahováním je však černě zobrazena i přední část lebky, což je zřejmě stín. Tento stín je tudíž bohužel zobrazen i na výsledném snímku, jelikož program hledá oblasti, ve kterých je určitý počet 0 za sebou, vykreslil i tento stín, cysta je však jasně viditelná a nic ji neruší.

V dolní části obrázku byla provedena metoda prahování s možností nastavení hodnoty prahu. Pro tento obrázek je neoptimálnější hodnota 51. Po prahování byl aplikován algoritmus, který vyznačil abnormality. Ani nastavení hodnoty prahu na 51 nepomohlo odstranit stín v přední části lebky, proto je i na výsledném obrázku tento stín zobrazen a spolu s ním je zobrazena i cysta.

Tento snímek tedy není nejvhodnější pro použití v tomto programu. Nejvhodnější snímky jsou ty, na kterých je po prahování větší černá oblast pouze jedna.



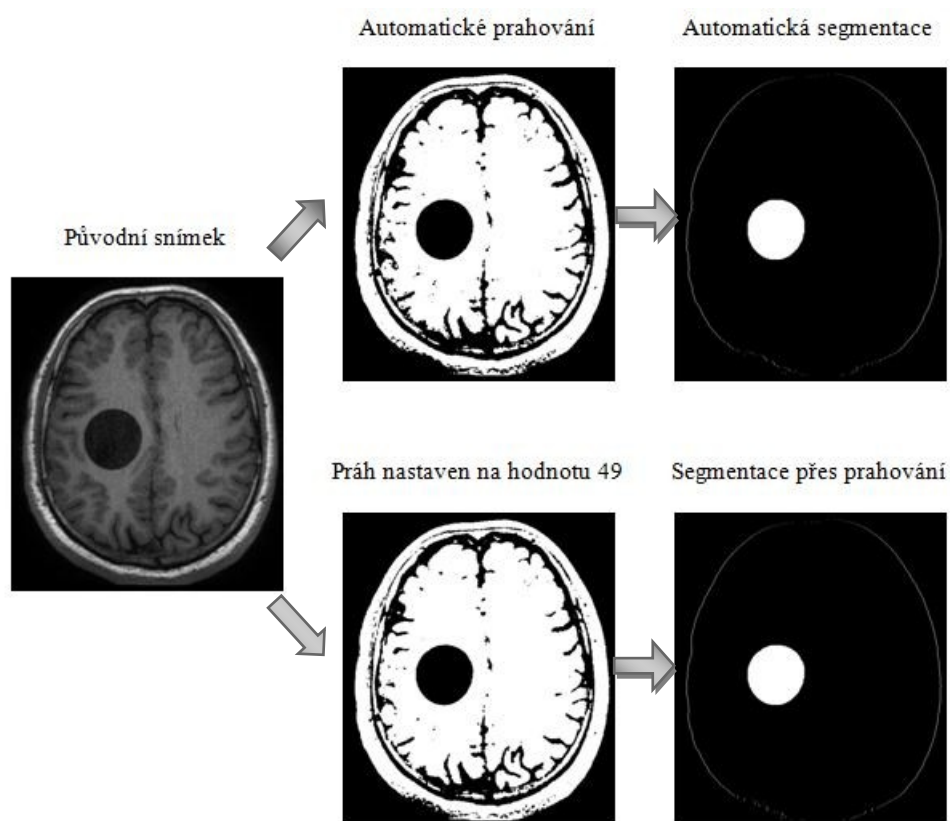
Obrázek 38: Použití automatického prahování a prahování s nastavenou hodnotou [24]

Na obrázku 39 byla provedena segmentace na CT snímku s cystou. V horní části obrázku byla aplikována metoda automatického prahování a následně prostřednictvím algoritmu vybrána cysta.

V dolní části snímku byla provedena metoda prahování s nastavením hodnoty prahu. Pro tento snímek je nejvhodnější nastavení prahu na hodnotu 49. Z toho obrázku byla poté přes algoritmus vybrána abnormalita, tedy cysta a nakonec byla ohraničena lebka.

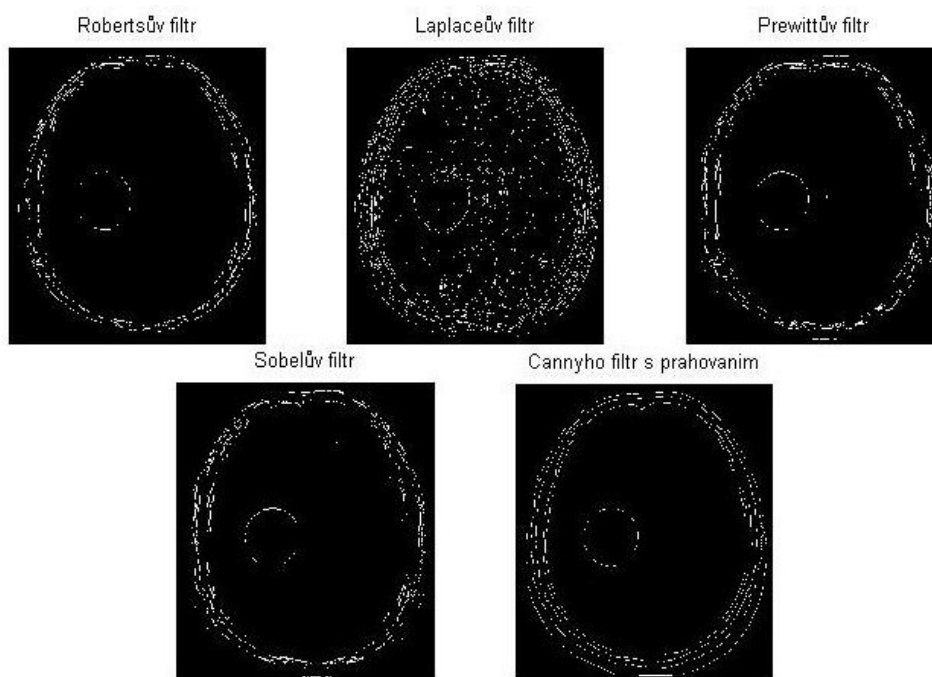
U toho snímku není patrný rozdíl mezi použitím segmentace prostřednictvím automatického prahování a segmentace přes prahování s nastavitelnou hodnotou prahu. Práh však musí být dobře nastaven, jinak by mohlo dojít k vykreslení nežádoucích útvarů.

Tento snímek je velmi vhodný pro použití v programu, jelikož cysta je zřetelně ohraničena a při prahování je zobrazena jako jediná velká černá oblast, tedy oblast s hodnotami 0.



Obrázek 39: Použití automatického prahování a prahování s nastavitelnou hodnotou [23]

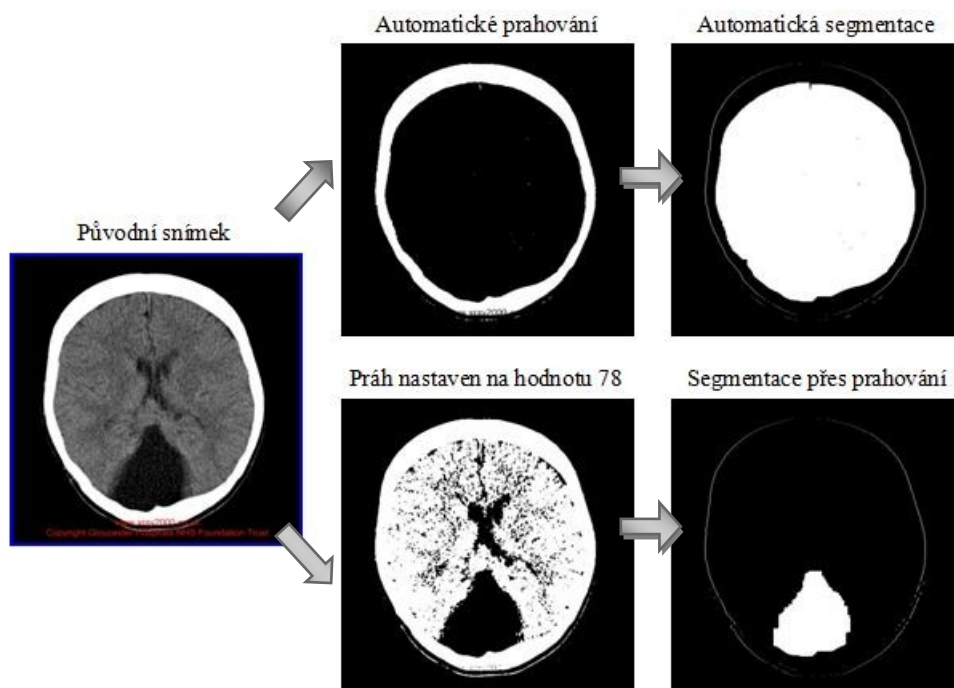
Na obrázku 40 byly na původní snímek z obrázku 39 aplikovány filtry pro detekci hran. Žádný filtr neoznačil cystu nepřerušovaně, ta je vyznačena pouze tečkami po jejím obvodu, jelikož není dostatečně jasně ohraničena na původním snímku.



Obrázek 40: Aplikace filtrů pro detekci hran

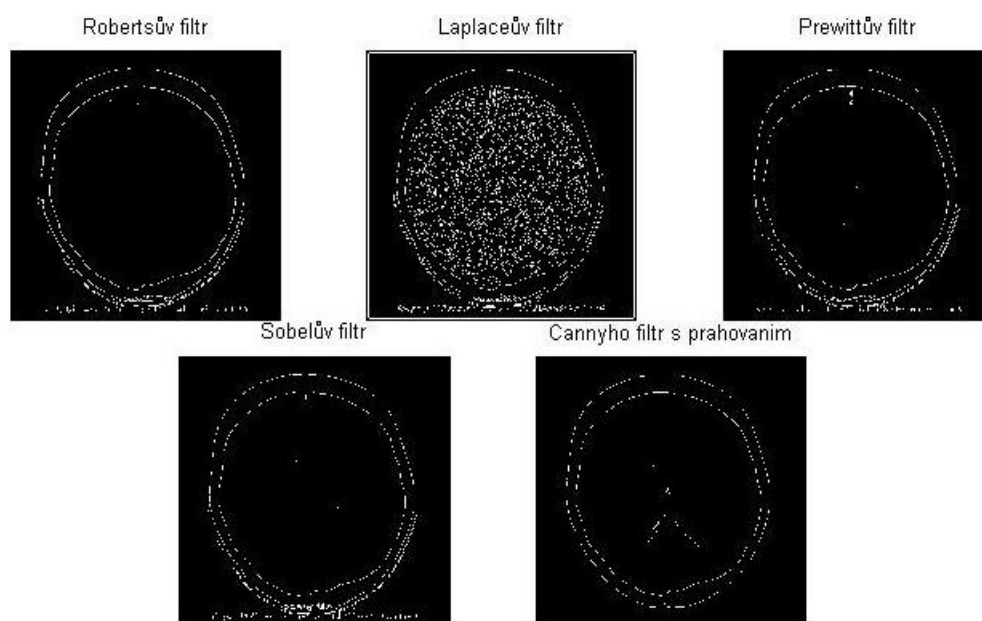
Na obrázku 41 je vlevo na původním snímku vyobrazen CT snímek mozku s cystou. V horní části obrázku bylo na tento snímek aplikováno automatické prahování. U toho obrázku to ovšem není vhodné, jelikož funkce Matlabu pro vykreslení automatického prahování neurčila vhodný práh obrazu. Prah byl nastaven příliš vysoký, čímž došlo k zobrazení pouze bílého obrysu a šedé odstíny mozku byly převedeny na černou barvu, tedy na hodnotu 0. Při následném zpracování snímku algoritmem došlo k vybrání celého vnitřku lebky, jelikož byl na obrázku s automatickým prahováním označen hodnotami 0. Metoda automatického prahování tedy není vždy vhodná, jak je vidět u tohoto obrázku, je tedy třeba provést prahování s možností nastavení hodnoty prahu. Pro tento obrázek je nejideálnější hodnota prahu 78, jak je vidět v dolní části obrázku 41. Po dokončení prahování byl aplikován algoritmus pro výběr abnormality v obraze. Tentokrát byla cysta úspěšně nalezena a byl vyznačen i obrys lebky.

Na tomto obrázku je dobře viditelná nepřesnost použití automatického prahování. Z toho plyne, že není možné spoléhat na metodu automatického prahování a je nutné vždy, alespoň pro kontrolu, provést metodu prahování s možností nastavení prahu. Tato metoda je sice náročnější na uživatelskou preciznost, ale určitě je spolehlivější a přesnější. Pokud by bylo při diagnóze vycházeno z automatického prahování, došlo by k určení špatné diagnózy, což by mohlo ohrozit život pacienta, jelikož by nedošlo ke krokům, které by následovaly poté, jakmile by byla cysta nalezena.



Obrázek 41: Příklad nesprávného určení automatického prahu [25]

Na obrázku 42 byly na původní snímek z obrázku 41 aplikovány filtry pro detekci hran. Laplaceův filtr zobrazil vnitřní strukturu mozku, jinak filtry nezobrazily uvnitř lebky vůbec nic. Pouze Cannyho filtr s prahováním zobrazil, avšak velmi jemně cystu. Na tomto i předchozím obrázku je špatná detekce cysty způsobena jejím nezřetelným ohraničením a nevýraznou změnou jasu lišícím se od okolí.

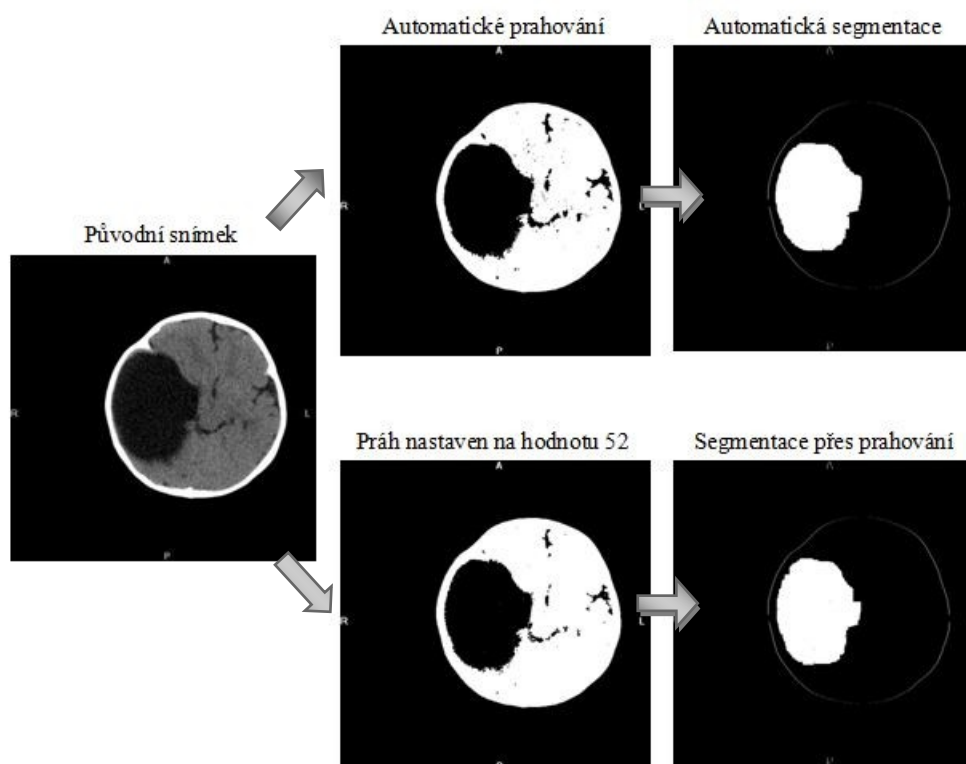


Obrázek 42: Aplikace filtrů pro detekci hran

Na obrázku 43 je vlevo CT snímek mozku 4letého dítěte s obří cystou v levé části. V horní části obrázku bylo aplikováno automatické prahování. Následně byl aplikován algoritmus pro výběr abnormality v obraze, čímž byla zobrazena cysta a obrys lebky.

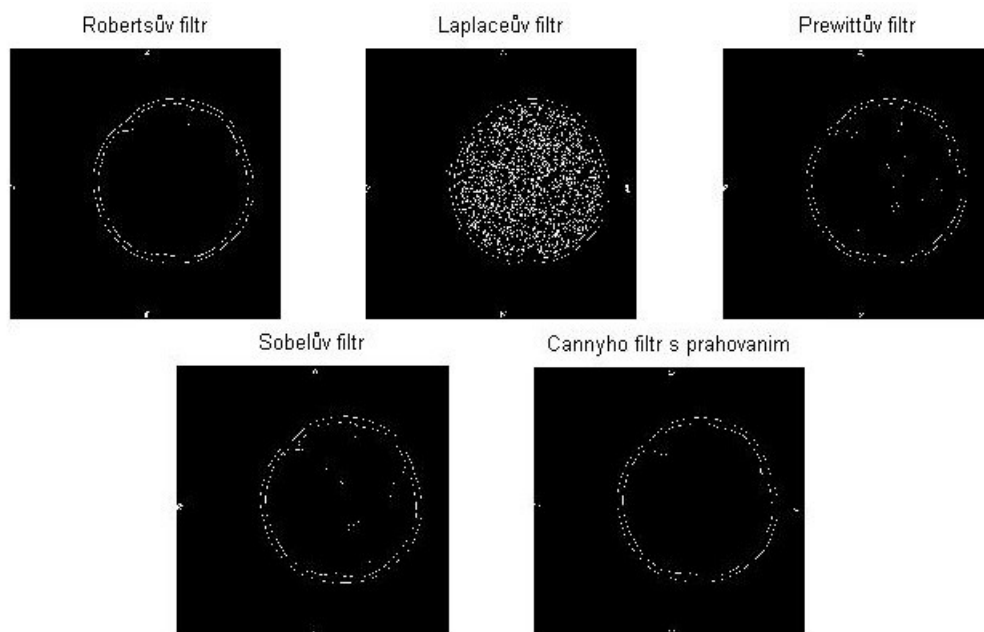
V dolní části obrázku bylo použito prahování s hodnotou prahu nastavenou na 52. Následně byl aplikován algoritmus pro výběr abnormality a cysta byla správně vybrána.

U toho obrázku nezáleží, zda je vybráno automatické prahování či prahování s možností nastavení prahu. Výsledná segmentace obou metod je stejná.



Obrázek 43: Snímek s velkou abnormalitou [26]

Na obrázku 44 byly na původní snímek z obrázku 43 aplikovány filtry pro detekci hran. Ani na jednom filtru není cysta viditelná, to je způsobeno jejím nepatrným ohraničením. Laplaceův filtr zobrazil i ty nejjemnější hrany, jelikož je velmi citlivý na šum, tudíž tento filtr je nejméně vhodný. Ostatní filtry zobrazily pouze ohraničenou lebku.

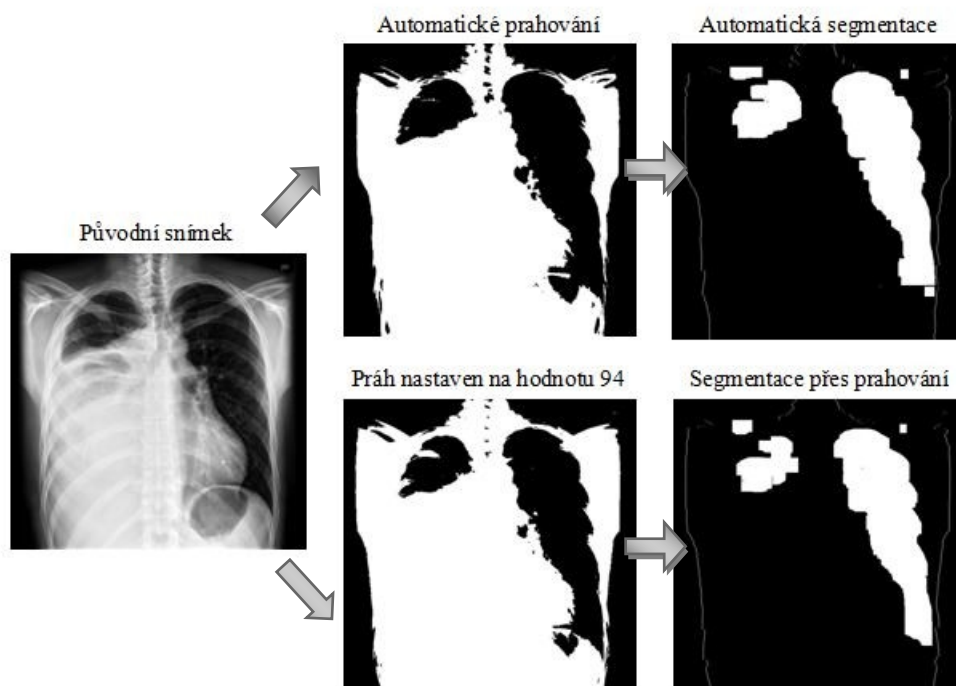


Obrázek 44: Aplikace filtrů

V programu je možno pracovat i s jinými snímky než jen se snímky hlavy. Na obrázku 45 je rentgenový snímek plic, na němž je vidět mediastinální sarkom, což je hluboký nádor. V horní části obrázku bylo provedeno automatické prahování, které označilo černě tmavé místa a bíle světlá místa. Na následujícím obrázku byl aplikován algoritmus, který černá místa vyznačil bíle a vykreslil také obrys těla. Vyznačená bílá místa označují nádor.

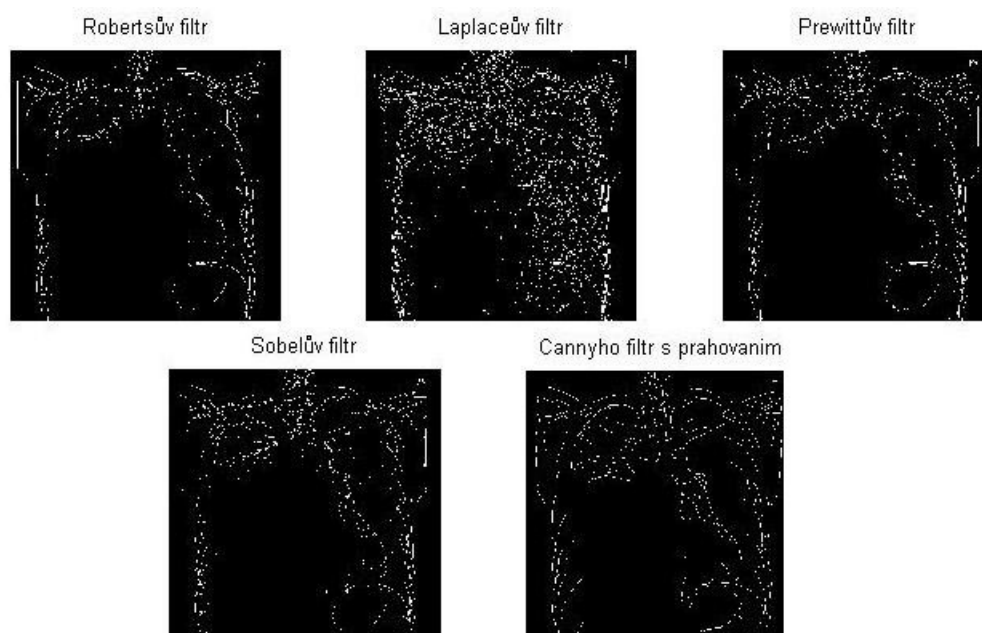
V dolní části obrázku bylo provedeno prahování s možností nastavení prahu, ten byl nastaven na hodnotu 94, což je pro tento obrázek a následnou segmentaci nejvhodnější. Po aplikaci algoritmu jsou jasně viditelná místa postižená sarkomem.

U toho typu obrázku není rozdíl mezi použitím automatického prahování a prahování s možností nastavení prahu. Druhý typ prahování zde byl aplikován spíše pro ověření pro přesnost.



Obrázek 45: Testování na snímku plic [27]

Na obrázku 46 byly na původní snímek z obrázku 45 aplikovány filtry pro detekci hran. Nejméně vhodným typem filtru je Laplaceův filtr, protože je velmi citlivý na šum a na výsledném obrázku je velká změť čar a není možné sarkom rozeznat.

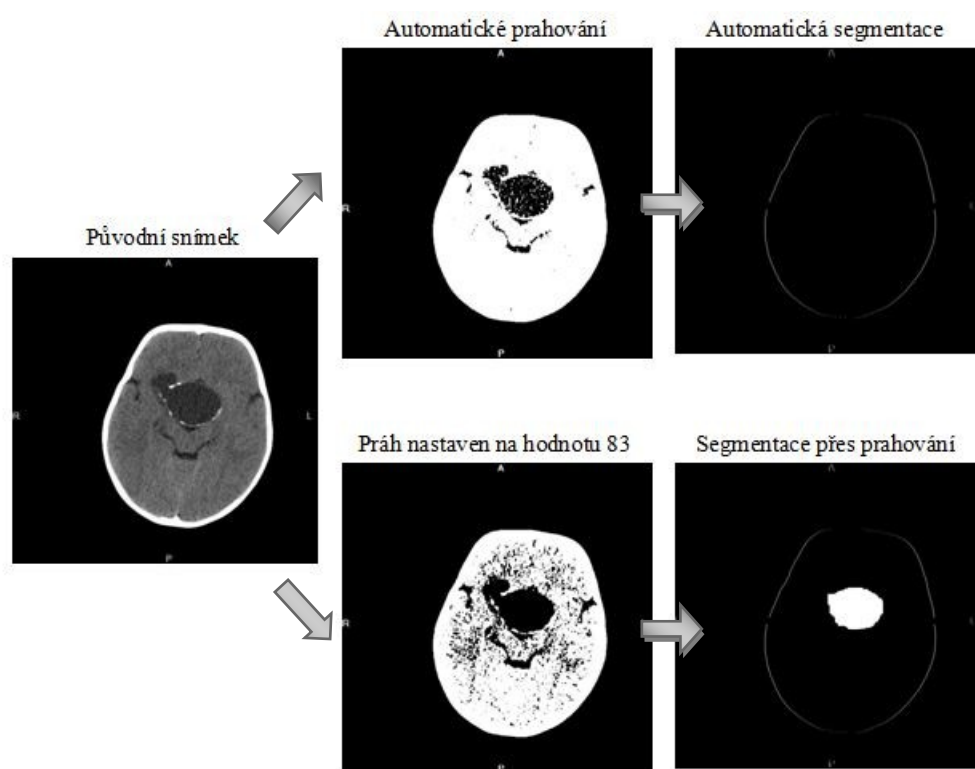


Obrázek 46: Aplikace filtrů

Na obrázku 47 je vlevo CT snímek mozku s nádorem. V horní části obrázku bylo nejprve provedeno automatické prahování. Vzhledem k tomu, že původní snímek trpí šumem, došlo k vykreslení nežádoucích teček uvnitř nádoru. Poté byl aplikován algoritmus pro výběr abnormality, žádná abnormalita však nebyla nalezena, neboť na předchozím snímku je rušena bílými tečkami. Na výsledném obrázku je tedy zobrazen pouze obrys lebky.

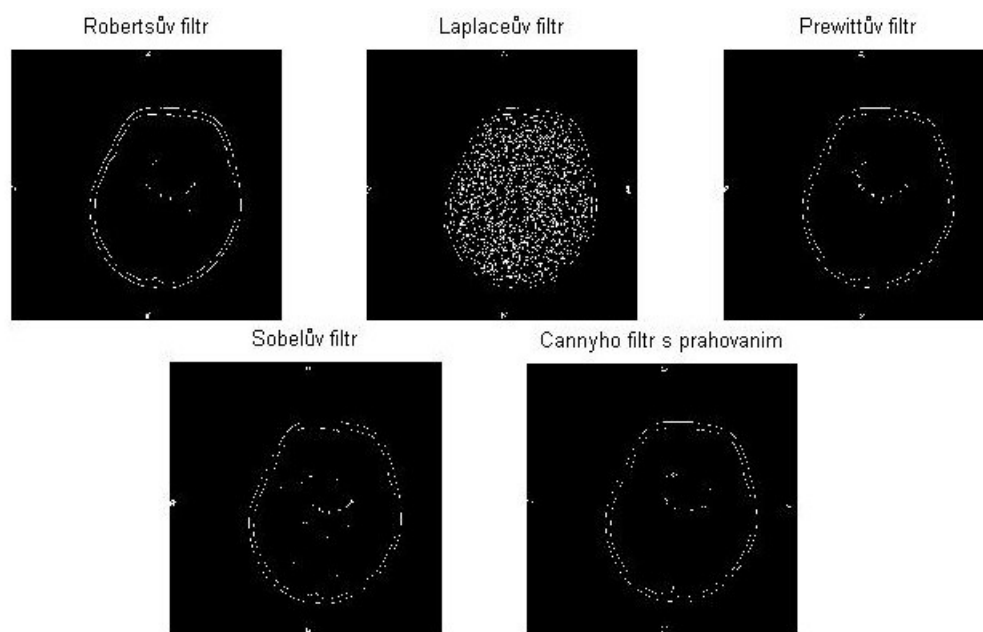
V dolní části obrázku byla na původní snímek aplikována metoda prahování s nastavením prahu na hodnotu 83, což je pro tento snímek nejvhodnější. Následně byl snímek s prahováním zpracován algoritmem, který nádor našel a označil. Na výsledném snímku je tedy vidět obrys lebky i přesně ohraničenou abnormalitu.

Při zpracovávání snímků trpících šumem je vhodnější použít metodu prahování s možností nastavení prahu. Při této metodě je nutno pečlivě nastavit vhodný práh, tak aby nebyla abnormalita zašuměná a došlo tak k jejímu správnému označení.



Obrázek 47: Testování zašuměného snímku [28]

Na obrázku 48 byly na původní snímek z obrázku 47 aplikovány filtry pro detekci hran. Laplaceův filtr označil i nejjemnější hran y a nádor není viditelný. U ostatních filtrů byl nádor označen jen velmi jemně, jelikož na původním obrázku byl málo ohraničený.



Obrázek 48: Aplikace filtrů

6. Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se s nejrůznějšími metodami pro zpracování obrazu. Zejména pak obrazu, v němž se vyskytuje nějaká abnormalita, například nádor. Vytvořit program pro zpracování obrazu a detekci abnormality v programu Matlab a v tomto programu vytvořit uživatelské rozhraní GUI.

V první části práce se zabývám zpracováním obrazu v medicíně. Zejména pak zobrazováním obrazu pomocí výpočetní tomografie – CT a magnetické rezonance – MR. Výhodami a nevýhodami těchto zařízení, v krátkosti jsem popsala, na jakém principu přístroje fungují a jak vypadá jejich výstupní snímek. Popsala jsem také žádoucí i nežádoucí útvary, které se vyskytují na snímcích z CT a MR.

V druhé části práce jsem se zaměřila na popis metod pro zpracování obrazu. Tyto metody jsou teoreticky popsány i prakticky provedeny. První metodou je metoda detekce hran, pomocí které na obraz aplikuji různé filtry, a na výsledném obraze se zobrazí pouze výrazné hrany, tedy bílé čáry. Aplikaci filtrů jsme provedla několik obrázků. Druhá metoda je metoda detekce oblastí, v této části jsem realizovala analýzu obrazu pomocí prahování, u kterého je abnormalita obrazu nejjasněji viditelná. Metoda prahování může být dvojí. První je automatická, kdy program Matlab práh sám vyhledá, převede obraz na binární a podle hodnoty prahu určí 1 a 0. Druhá je s manuálním nastavením hodnoty prahu, podle které se určí, zda bude oblast označena 1 nebo 0. Nejúčinnější a nejpřesnější je prahování s možností nastavení prahu. Pomocí prahování lze většinou abnormalitu v obraze jasně rozeznat. Další metodou je zobrazení histogramu, ze kterého lze zjistit četnost odstínu jasu v obraze a lze jej také použít pro určení prahu při aplikaci metody prahování.

Ve čtvrté části práce jsem navrhla program pro zpracování obrazu a výběr abnormality. Tento program je zde názorně popsán. Program nejprve vyhledává obrys hlavního objektu, například lebky a poté v něm vyhledává abnormalitu, kterou označí. Dále jsem navrhla a vytvořila uživatelské prostředí GUI, pomocí kterého je možno načíst snímek, aplikovat na něj filtry, pomocí posuvníku nastavit hodnotu prahu při prahování a nakonec provést segmentaci abnormality v obraze. Program umožňuje každý snímek zvlášť uložit.

V poslední části jsem program pro zpracování obrazu testovala na několika různých snímcích. Z testování plyne, že při výběru snímků pro následné zpracování je nutné dát pozor na několik věcí. Abnormalita na snímku musí být co nejjasněji viditelná, ohraničená, a její jas by se měl od okolí výrazně lišit.

Tento program může být použit například pro výuku různých metod segmentace. Výsledná aplikace je intuitivní a uživatel se v ní snadno zorientuje.

Literatura

- [1] ŠPANĚL, Michal a Vítězslav BERAN. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií, Ústav počítačové grafiky a multimédií. *Obrazové segmentační techniky: Přehled existujících metod* [online]. 2006 [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>
- [2] ELIÁŠ, Pavel, Petr MÁC, Jiří NEUWIRTH a Vlastimil VÁLEK. *Moderní diagnostické metody: II. díl Výpočetní tomografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 8070132949.
- [3] CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicina pro praxi* [online]. 2010, roč. 2010, č. 7 [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>
- [4] Výpočetní tomografie. In: *Radiologická společnost: České lékařské společnosti J. E. Purkyně* [online]. [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/informace-pro-pacienty/pocitacova-tomografie-ct.html>
- [5] Magnetická rezonance. In: *Vitalion* [online]. [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/magneticka-rezonance/>
- [6] Magnetická rezonance. In: *Radiologická společnost: České lékařské společnosti J. E. Purkyně* [online]. [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/informace-pro-pacienty/magneticka-rezonance-mr.html>
- [7] Magnetická rezonance. In: JANOTA, Mgr. Jiří. *Magnetis Resonance Imaging* [online]. [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: http://www.mriportal.com/clanky/magneticka_rezonace.php#nahor
- [8] HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. *Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice*. Ostrava, 2012. ISBN 978-80-248-2596-0.
- [9] SOJKA, Eduard, Jan GAURA a Michal KRUMNIKL. *Matematické základy digitálního zpracování obrazu*. 2011.
- [10] ŠPANĚL, Michal a Vítězslav BERAN. *Obrazové segmentační techniky*. Vysoké učení technické v Brně, 2006.
- [11] HALOUNOVÁ, Lena. [i]Zpracování obrazových dat.[/i] 1. vyd. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2009. 102 s. ISBN 978-80-01-04253-3.
- [12] ŠRÁMEK, Jaromír, Ondřej RÁČEK, Martin SEDLÁŘ a MORNSTEIN. *Získávání a analýza obrazové informace*. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta - Biofyzikální ústav.
- [13] HORÁK, Karel. *Počítačové vidění: Počítačová cvičení*. Brno, 2008.
- [14] Definice a vlastnosti nádorů. In: *PASP* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://pasp.upol.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=54:definice-a-vlastnosti-nador&catid=12:nadory&Itemid=4
- [15] Neuroglial cyst. In: *Radiopaedia.org* [online]. [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: http://images.radiopaedia.org/images/543265/9d0423a354821746d15fa7751a454a_big_gallery.jpg
- [16] Neuroglial cyst. In: *Radiopaedia.org* [online]. [cit. 2013-04-26]. Obrázek ve formátu JPG . Dostupné z: http://images.radiopaedia.org/images/543406/34e44d07ffcdb2160f699886c4d33c_big_gallery.jpg

- [17] Magnetická rezonance. In: *Magnetic Resonance Imaging* [online]. [cit. 2013-04-26]. Obrázek ve formátu JPG. Dostupné z: http://www.mri-portal.com/clanky/images_clanky//images_magneticka_rezonance/zobrazeni_cev.jpg
- [18] BOVIK, Alan C. [i]Handbook of Image and Video Processing. [i]1.vyd. San Diego: Academic Press, c2000. 891 s. ISBN 0-12-119790-5.
- [19] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. [i] Zpracování signálů a obrazů. [i]1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001. 220 s. ISBN 80-01-02114-9.
- [20] GREEN, Bill. Canny Edge Detection Tutorial. In: [online]. 2002 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: http://dasl.mem.drexel.edu/alumni/bGreen/www.pages.drexel.edu/_weg22/can_tut.html
- [21] HRABEC, Jakub. *Matlab: Úvod do programového prostředí*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně.
- [22] Idiopathic Hypertrophic Patchymeningitis. In: *Neuroradiology Cases* [online]. 2012 [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: http://www.neuroradiologycases.com/2012_12_01_archive.html
- [23] Hydatid cysts of the brain. In: *Radiopaedia.org* [online]. 2012 [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: <http://radiopaedia.org/images/2268726>
- [24] Neuroglial cyst. In: *Radiopaedia.org* [online]. 2008 [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: http://images.radiopaedia.org/images/17631/f9f677695979521bb56abf3b2be9cb_gallery.jpg
- [25] Brain VP shunt for Dandy Walker cyst. In: *Radiographic Reports* [online]. [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: http://www.e-radiography.net/radrep/Brain/Brain_VP%20%20shunt%20%20for%20%20Dandy%20Walker%20cyst/Brain_VP%20%20shunt%20%20for%20%20Dandy%20Walker%20cyst_ct_h.jpg
- [26] Giant ependymal cyst of the temporal horn. In: *Radiopaedia.org* [online]. [cit. 2013-04-30]. Dostupné z: http://images.radiopaedia.org/images/453128/0d127527aa916caa865a5226d3de75_big_gallery.jpg
- [27] Mediastinal sarcoma. In: *Radiopaedia.org* [online]. 2009 [cit. 2013-04-29]. Dostupné z: <http://radiopaedia.org/cases/mediastinal-sarcoma>
- [28] Craniopharyngioma - adamantinomatous. In: *Radiopaedia.org* [online]. [cit. 2013-04-30]. Dostupné z: http://images.radiopaedia.org/images/538403/14418bd483bc8deb5199cefe77b14d_big_gallery.jpg

Seznam příloh

Příloha 1: Použité obrázky

- Snímek1_Mozek
- Snímek2_Cysta
- Snímek3_Renal arteries
- Snímek4_Neuroglial cyst
- Snímek5_Brain
- Snímek6_Nádor
- Snímek7_Plíce
- Snímek8_Mozek s nádorem

Příloha 2: Software pro zpracování obrazu